

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Elektromyografická analýza efektu nastavení držení řídítek
na fixátory lopatky**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

MUDr. David Pánek Ph.D.

Vypracoval:

Bc. Vít Hrdlička

Praha, srpen 2016

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou magisterskou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

Evidenční list

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

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

Poděkování

Rád bych poděkoval všem, kteří mi byli nápomocní při zpracování diplomové práce. Seznam všech osob, které přispěly ke vzniku této diplomové práce, by byl dlouhý a možná neúplný, proto se omlouvám, že jej neuvedu celý.

Jmenovitě bych však chtěl poděkovat MUDr. Davidu Pánkovi Ph.D. za odborné vedení této diplomové práce a především za rady a připomínky, které pro mne byly velice přínosné.

V neposlední řadě bych též rád vyjádřil své díky mým blízkým a přátelům za jejich trpělivost a podporu.

Abstrakt

Název: Elektromyografická analýza efektu nastavení držení řídítek na fixátory lopatky

Cíle práce: Cílem práce je EMG analýza vlivu tří typů úchopů řídítek na aktivitu a nástup únavy vybraných svalů pletence ramenního. Měřenými svaly byly m.trapezius (superior (sup), medius(med), inferior(inf) a m.serratus anterior(ser.ant.). Typy úchopů byly horní (horizontální trubka řídítek), střední (za brzdy) a spodní (v kapce beranů).

Hlavním cílem diplomové práce je provést metodickou studii o vlivu rozdílného úchopu řídítek na fixátory lopatek. Výsledkem změny úchopu je nejen snížení aktivity horních fixátorů a zvýšení aktivity dolních fixátorů lopatek, ale i zvýšení kokontrakčního indexu a snížení svalové únavy. Na základě hypotéz jsme předpokládali, že nejvyšší aktivita dolních a nejnižší horních fixátorů lopatek bude u úchopu řídítek za brzdy, nejvyšší kokontrakční index bude u úchopu za brzdy a nejvyšší svalová únava bude naměřena při horním úchopu řídítek.

První část diplomové práce je zaměřena na rešeršní zpracování dané problematiky. Ve druhé, speciální části, byl proveden výzkum, kde jsme snímali svalovou aktivitu horních a dolních fixátorů lopatek při třech různých úchopech za řídítka v průběhu jízdy na cykloergometru.

Metody: Svalovou aktivitu jsme snímali pomocí povrchového EMG.

Byla měřena maximální volní kontrakce u vybraných svalů dle svalového testu a následně svalová aktivita fixátorů lopatek při jízdě na cyklistickém ergometru při třech různých úchopech řídítek. Proband jel vždy 3 minuty při výkonu 300wattů s kadencí 90 šlapů/min při každém ze tří úchopů. Mezi úchopy byla 10 minutová pauza na zotavení. Experimentu se zúčastnilo 5 probandů ve věku 21 – 27 let, 1 žena a 4 muži. Z výzkumu byli vyřazeni probandi, kteří nesplňovali daná zdravotní nebo sportovní kritéria.

Výsledky: Měření svalové aktivity ukázalo, že při úchopu za brzdy byla aktivita horních fixátorů nejnižší. Nejvyšší aktivita dolních fixátorů byla naměřena u dolního úchopu. U úchopu za brzdy byla druhá nejvyšší. Výsledky měření svalové kokontrakce ukázaly nejvyšší kokontrakční stupeň při úchopu řídítek za brzdy a dolním úchopu. Při měření svalové únavy nedošlo k signifikantnímu nástupu únavy.

Klíčová slova: Fixátory lopatek, povrchová EMG, cyklistika, svalová kokontrakce, svalová únava, svalová aktivita

Abstract

Title: Electromyographic Analysis of the Different Handlebars Grips Effect on the Shoulder Blade Fixators

Aims: The main objective of this thesis is to carry out a methodological study on the impact of different handlebars grips on the shoulder blades fixators. Result of the grip change is not only reduction of the upper fixators activity and the increase in the lower fixators activity but also co-contraction index increase and muscle fatigue reduction. Based on the hypothesis we assumed that the highest activity rate of the lower blades fixators and the lowest activity rate of the upper blades fixators will be during the handlebars brakes grip. The highest co-contraction index will occur during the handlebar brakes grip and the maximum muscular fatigue will occur during the grip at the top of the handlebars.

The first part of the thesis is focused on the literature search and facts retrieval pertaining to the studied issue. In the second special part of the thesis we conducted a research during which the muscle activity of the upper and lower blade fixators was recorded. Three different handlebars grips were considered during the measurement using the cycle ergometer.

Methods: Muscle activity was scanned and recorded using surface EMG.

Maximal voluntary contraction of selected muscles based on the muscle test was measured followed by the measurement of the blades fixators muscle activity while using a cycle ergometer. Three different handlebars grips were considered. Each proband always rode for 3 minutes at 300 watts with a pedaling frequency of 90 rpm for each of the three considered handlebars grips. 10 minutes break to recover was used after each of the the considered handlebars grips. The trial involved 5 probands aged 21-27 years, one woman and four men. Probands who did not meet a given medical or sporting performance criteria were excluded from the trial.

Results: Muscle activity measuring showed that the lowest activity rate of the upper fixators occurred during the breaks grip. The highest activity rate of the lower fixators was recorded during the lower grip. Second highest activity rate of the lower fixators was recorded during the breaks grip. Measurement results showed that during the breaks grip the highest muscle co-contraction index was recorded for 2 probands of 5. No

compelling values of muscle fatigue were recorded.

Key words: Blades Fixators, Surface EMG, Cycling, Muscle Co-contraction, Muscle Fatigue, Muscle Activity

Obsah

1	Úvod.....	9
2	Teoretická východiska práce	11
2.1	<i>Ramenní pletenec.....</i>	11
2.1.1	Kineziologie ramenního kloubu	11
2.1.2	Biomechanika lopatky.....	13
2.1.3	Vznik svalových dysbalancí lopatky.....	14
2.2	<i>Cyklistika.....</i>	16
2.2.1	Centrované postavení ramenního kloubu	16
2.2.2	Vznik dysbalancí při jízdě na kole.....	17
2.2.3	Pevný podklad periferie	17
2.2.4	Možnosti hodnocení stability cyklistů.....	17
2.2.5	Možnosti hodnocení stability lopatek.....	19
2.2.6	Technika jízdy na kole	20
2.2.7	Přetížení pohybového aparátu při jízdě na kole	23
2.3	<i>Elektromyografie</i>	25
2.3.1	Povrchová elektromyografie.....	25
2.3.2	Jehlová elektromyografie.....	26
2.3.3	Faktory ovlivňující signál	26
2.3.4	Analýza zpracování signálu	27
2.3.5	Aktivita svalu	29
2.3.6	Svalová únava	30
2.3.7	Posouzení svalového timingu.....	31
2.4	<i>EMG studie u cyklistů.....</i>	33
3	Cíle práce a hypotézy	35
3.1	<i>Vymezení problému</i>	35
3.2	<i>Cíle</i>	35
3.3	<i>Hypotézy.....</i>	35
3.4	<i>Otázky.....</i>	35
4	Metodologie.....	36
4.1	<i>Výzkumný soubor.....</i>	36
4.2	<i>Popis přístrojového vybavení</i>	37

4.3	<i>Lokalizace a aplikace elektrod na kůži</i>	37
4.4	<i>Wattbike</i>	39
4.5	<i>Provedení experimentu</i>	39
4.5.1	Zjištění maximální volní kontrakce.....	40
4.6	<i>Metody měření</i>	41
4.6.1	Výchozí poloha	41
4.7	<i>Zpracování získaných dat</i>	42
4.7.1	Ko-kontrakční stupeň	43
4.7.2	Frequency fatigue report	43
5	Výsledky	44
5.1	<i>Hodnocení svalové aktivity</i>	44
5.2	<i>Hodnocení ko-kontrakčního indexu</i>	45
5.3	<i>Hodnocení svalové únavy</i>	46
5.4	<i>Výsledky souhrn</i>	50
6	Diskuze	50
7	Závěr	53
8	Seznam použité literatury	54
9	Seznam příloh	62

1 Úvod

Pravidelná tělesná aktivita zlepšuje fyzickou kondici, upevňuje zdraví a prodlužuje délku života. Jednou z populárních forem cvičení, která slouží k rekreaci a zlepšení fyzické kondice je jízda na kole. Jízda na kole, jakožto jeden z nejčastěji využívaných dopravních prostředků na světě, přináší pro člověka nejen pozitiva, ale i negativa. Celkové pozitivní přínosy tohoto druhu sportu zejména na zdravý by však neměly být převáženy těmi negativními.

U profesionálních cyklistů jízda na kole trvá někdy i přes šest hodin. Takto dlouhý a jednotvárný pohyb může způsobovat bolesti pohybového aparátu. Mezi nejčastější obtíže v oblasti horního trupu patří bolest za krkem, na ramenu nebo mezi lopatkami. Tato bolest je reakcí na nekoordinované zapojení svalů, které je důsledkem svalového přetížení způsobeným dlouhodobou zátěží.

Existuje mnoho způsobů a doporučení, kterými lze tyto potíže minimalizovat, či úplně eliminovat. Mezi základní doporučení se většinou řadí nastavení sedu, rozložení váhy mezi horní a dolní částí trupu, nebo třeba i úprava techniky šlapání. O nastavení výše zmíněných faktorů se může postarat buď každý cyklista sám, a to na základě vlastních zkušeností a pocitů, nebo si zajistit odbornou diagnostiku sedu a nastavení kola v laboratoři.

Téma mé práce „Elektromyografická analýza efektu nastavení držení řídítek na fixátory lopatky“ je inspirováno skutečností, že mnoho mých klientů (profesionálních cyklistů) trpí častými bolestmi v horní části trupu. Jednou z nejčastějších potíží se řadí bolesti v oblasti mezi lopatkami, ramen a šíje. Při vyšetření nacházím svalové spazmy a kloubní blokády v oblasti horního trupu, po jejichž uvolnění bolest mizí. Bohužel, po dalším tréninku na kole se klienti vrací se stejnými, nebo velmi podobnými příznaky. Následná rehabilitace není cestou ze začarovaného kruhu, stejně tak jako není řešením ani eliminace jízdy na kole. Řešením je prevence.

Vzhledem k literární rešerši, se zdá jediným možným východiskem přizpůsobení sedu na kole, upravení techniky šlapání, změna úchopu řídítek při jízdě, či různé protahovací cviky za jízdy na kole při počátečních příznacích.

Správný timing zapojování svalů, či svalové dysbalance svalů dolních končetin, jsou častým předmětem zkoumání. Též doporučení, ohledně ideálního nastavení sedu, je

velmi častou tematikou výzkumu. Málo prací se však zabývá dynamickou stabilizací lopatky a její aktivitou při jízdě na kole, případně vlivem jejího postavení na zapojování horních a dolních fixátorů lopatek za jízdy na kole.

Hlavním zaměřením této práce je vliv jiného úchopu řídítek na aktivitu horních či dolních fixátorů lopatek. Právě rozdílný vliv jednotlivých úchopů na oblast horních a dolních fixátorů lopatek bych v rámci této práce chtěl ozřejmit.

Cílem této práce je zjistit pomocí povrchové EMG aktivitu horních a dolních fixátorů lopatek, jejich míru zapojení při různém úchopu řídítek. Dalším cílem je zjistit, při jakém úchopu dojde k největšímu stupni svalové ko-kontrakce a při jakém držení budou vykazovat svaly nejvyšší nárůst únavy. Tyto parametry spolu úzce souvisí a můžou výrazně ovlivnit vznik bolestí ve zkoumané oblasti.

Přínosem této práce je doporučení nejvýhodnějšího úchopu řídítek pro cyklisty a který bude způsobovat nejmenší bolesti. Pro fyzioterapeuty, pak určitý návod jak nejlépe rehabilitovat klienty při ovlivňování svalových dysbalancí v oblasti ramenního pletence.

2 Teoretická východiska práce

2.1 Ramenní pletenec

Ramenní pletenec je uspořádán ze 4 pevných částí (kosti), 3 kloubních spojení a 16 svalů. Toto uspořádání dává ramennímu pletenci vlastnosti mobility a stability zároveň.

2.1.1 Kineziologie ramenního kloubu

Hlavní funkcí ramenního kloubu je propojení trupu s horní končetinou nebo také centra s periferií. Spojení trupu s lopatkou je relativně pohyblivé a flexibilní. Toto spojení vytváří čtyři jednoduché svalové smyčky, které spolu tvoří dynamický závěs lopatky. Ten zajišťuje průběžně jak stabilizaci, tak i pohyblivost lopatky a paže. Paže se při stabilizaci lopatky, následně o lopatku může opřít jako o pevný bod a pohybovat paží v prostoru. Současně se o paži může opřít lopatka s ramenním pletencem, který tak umožní napřímení páteře (Véle, 2006).

Správné postavení lopatky umožňují svaly svojí koordinovanou činností, které jsou ukotveny na trupu a rotují s lopatkou ve třech rovinách při dynamických pohybech. Zdá se, že aktivace stabilizátorů lopatky závisí na kombinaci velikosti zatížení kloubu a úhlovém nastavení kloubu. Nejčastější svalové dysbalance v oblasti lopatky se vyskytují mezi horními fixátory (m.trapezius – sestupná vlákna) a dolními fixátory (m.serratus anterior, m.trapezius – vzestupná vlákna) lopatky. Z dále uvedených studií vyplývá, že pro obnovení svalové rovnováhy může být použit cvik klik v rozsahu mezi 55° až 20° v loketním kloubu (Juan, 2015), jehož účinnost se zesílí pomocí nestabilní podložky (Lehman et al., 2006) a dlaněmi, které jsou o 20 cm blíže k dolním končetinám oproti ramenům (Marcolin, 2015). Za těchto podmínek by se z dostupné literatury měla při cviku klik zapojovat více skupina dolních fixátorů lopatek oproti horním. Popsané postavení se blíží postavení úchopu řídítek cyklisty při spurtu nebo při jízdě ve stoje do kopce.

Smyčka pro abdukci a addukci lopatky

Svalová smyčka pro abdukci a addukci lopatky začíná na šestém a sedmém krčním obratli, kam se upínají mm.rhomboidei. Druhý konec mm.rhomboidei se upíná na mediální okraj lopatky. Antagonistou mm.rhomboidei je od mediálního okraje lopatky, začínající m.serratus ant., který se připojuje na 1. až 9. žebro. Oba svaly této smyčky

mají podobný průběh snopců, navazují na sebe a přetahují se o lopatku (Véle, 2006; Dylevský, 2007; Čihák, 2001; Liebenson, 2007).

Smyčka působí při vzpažování propnuté paže. Kontrakce m. serratus anterior přitáhne lopatku k hrudníku a stáhne její dolní úhel laterálně. Tím se glenoideální jamka nastaví do kraniální pozice. Toto nastavení lopatky umožní předpažení a vzpažení nad horizontálu. Je-li lopatka fixovaná, tak m.serratus ant. zdvihá žebra a plní funkci pomocného inspiračního svalu. M.serratus anterior taktéž plní funkci pomocného dechového svalu při fyzické zátěži, kde není plně lopatka fixována. M. rhomboideus, plní funkci antagonisty, naopak táhne lopatku medio kraniálně. Díky tomu se paže může aktivně vrátit do připážení. Působení rhombického svalstva má vliv při aktivním vzepření cyklisty o řídítka při vstávání ze sedla. Samozřejmě při tomto pohybu působí na lopatku mnoho jiných svalů (Véle, 2006; Dylevský, 2007; Čihák, 2001; Liebenson, 2007).

Smyčka pro elevaci a depresi lopatky

Smyčka začíná na hlavě (protuberantia occipitalis externa a linea nuchalis superior) a krčních obratlech vlákny m.trapezius superior, které se upínají na laterální okraj klavikuly, akromion a spinu scapulae. Kontrakce těchto vláken vyvolá elevaci a mediální posun lopatky. Pevným výchozím bodem řetězce pro m.levator scapulae jsou příčné výběžky prvních čtyř krčních obratlů a místem jeho úponu angulus superior scapulae. Kontrakce m.levator scapulae elevuje horní úhel lopatky a rotuje kloubní jamku dolů. Pokud je lopatka fixovaná, sval při kontrakci uklání krční páteř. U cyklistů dochází k jeho jednostranému přetížení, protože se drží řídítek více dominantní horní končetinou. Palpačně je citlivý sval, horní úhel lopatky a příčné výběžky krční páteře. Třetí částí smyčky začíná na hrudních obratlech, kam se upíná m.trapezius vzestupná vlákna. Druhý konec vzestupných vláken se upíná zespoda na spinu scapulae. Funkcí vzestupných vláken je deprese a mediální posun lopatky. Pokud dojde k současné kontrakci sestupné a vzestupné části m.trapezius, vyrotuje se jamka ramenního kloubu nahoru a dopomůže tak k vzpažení horní končetiny. Je-li horní končetina fixovaná a zapojí-li se obě strany trapézového svalu, dojde k vypnutí hrudníku a tím je výrazně ovlivněno držení hlavy a krční páteře. Při chybném zapojení dochází k bolestem za krkem a mezi lopatkami (Véle, 2006; Dylevský, 2007; Čihák, 2001; Liebenson, 2007).

Smyčka fixující lopatku

Smyčka je tvořená na jednom konci hrudními obratly, na které se upínají mediální vlákna m.trapezius končící na spina scapulae. Na lopatku se z mediální strany upíná m.serratus anterior, který končí na žebrech. Tento svalový řetězec společně pracuje na přitlačení lopatky k hrudníku s podporou m.latissimus dorsi (Véle, 2006; Čihák, 2001; Dylevský, 2007; Liebenson, 2007).

Pokud jsou svaly této svalové smyčky v nerovnováze již v klidu, změní se trvale výchozí postavení lopatky a tím i celého ramenního pletence. Pak dochází k decentraci ramenního kloubu. Změna klidového postavení lopatky může být způsobena jak organickým poškozením struktury, tak i poruchou řídicího programu, který změní klidové svalové napětí, bez zjevné organické léze. Z postavení lopatky je možno posoudit aktivitu jednotlivých svalů ve smyčce, resp. i funkci nervů zásobujících tyto svaly. Například porucha n.thoracicus longus se projeví jako scapula alata, protože je v dysfunkci m.serratus anterior. Aby byla lopatka fixovaná v centrovaném postavení, musí se zvýšit napětí na obou svalech svalové smyčky stejně. Toto napětí se však musí následně přizpůsobovat působení zevních sil, aby lopatka zůstala v centrovaném postavení (Véle, 2006; Čihák, 2001; Dylevský, 2007; Liebenson, 2007).

2.1.2 Biomechanika lopatky

Ramenní kloub vytváří spojení mezi trupem a horní končetinou. Lopatka s klíční kostí vytváří základnu – opěrný bod pro postavení ruky v prostoru. Tato schopnost je zásadní pro vytvoření mnoha pracovních úkolů, u kterých často závisí na kombinaci fyzické síly a variabilitě držení. Přenos síly z v centru uložených velkých svalů na malé periferní je velice citlivý na změnu postavení jednotlivých segmentů. Proto v případě nevhodného postavení jednotlivých segmentů, nemůže být přeneseno maximální množství síly (Janura, 2003; Kapandji, 2007).

Lopatka má 3 stupně volnosti pohybu. Jsou jimi protrakce/retrakce v transverzální rovině, elevace/depese ve frontální rovině a rotace které probíhají okolo tranverzální a mediální roviny (Janura, 2003; Kapandji, 2007).

V ramenním kloubu jsou možné pohyby v rovinně sagitální – flexe/extenze, v rovině frontální abdukce/addukce, v rovinně transverzální – horizontální abdukce/addukce a rotace zevní/vnitřní (Janura, 2003; Kapandji, 2007).

Abdukce paže je prováděna v pěti skloubeních. Izolovaný pohyb hlavice humeru vůči lopatce je možný do 30°-35°, dále se již přidává souhyb lopatky. Lopatka tak rotuje svým dolním úhlem laterálně po hrudníku v rozsahu mezi 30° až 170° (Véle, 2006). Právě poměr mezi abdukci a rotací lopatky je nazýván skapulohumerální rytmus (Trnavský et. al, 2002). Rytmus je určený při 15° abdukce v ramenním kloubu, kdy připadá 10° abdukce v glenohumerálním kloubu a 5° na rotaci lopatky (Véle, 2006).

Rotační pohyb lopatky po hrudníku o rozsahu přibližně 60° se odehrává v skapulotorakálním (ST) spojení díky současnému pohybu o stejném rozsahu v kloubu akromioklavikulárním (AK) a sternoklavikulárním (SK). Ty jsou zároveň limitujícím faktorem pro tento pohyb. Při abdukci paže do 90° je každých 10° abdukce spojeno se 4° elevace laterální části klíčku (celkem 36°), která se odehrává především v SK kloubu. Nad 90° abdukce již klíček neelevuje, protože je omezen napětím lig. costoclaviculare, což znamená, že přibližně zbývajících 24° pohybu lopatky po hrudní stěně musí být spojeno s abdukci lopatky vůči klíční kosti v AK kloubu. Při této abukci se však napíná lig. coracoclaviculare a jeho tahem rotuje klíček podél své podélné osy. Rotační pohyb klíčku začíná mezi 80° - 90° abdukce paže. Celkový rozsah jeho rotace, nutné k plné elevaci, se pohybuje mezi 45° - 50° (Bartoníček, 2004).

Biomechanický model ramenního kloubu pracuje v uzavřeném nebo otevřeném kinematickém řetězci. Pokud se v tomto modelu pohybuje kost pažní a opěrným bodem je klíční kost s lopatkou. Jedná se o otevřený kinematický řetězec. Příkladem pohybu v otevřeném kinematickém řetězci může být vyndání láhve z držáku při jízdě na kole. Pokud se naopak pohybuje klíční kost s lopatkou a nepohybuje se kost pažní, kde je opěrný bod, jde o uzavřený kinematický řetězec. Příkladem pohybu v uzavřeném kinematickém řetězci může být stoupnutí si při jízdě do kopce na šlapy a pomocipřitažení řídítek přenesení váhy více nad řídítko (Kolář, 2009).

2.1.3 Vznik svalových dysbalancí lopatky

Pohybových aktivit v dnešní době ubývá. Pokud už jsou nějaké vykonávány, chybí jejich pestrost (Janda, 2001). Pohybová chudost, nebo jednotvárnost vede k tvorbě svalových dysbalancí. U profesionálních sportovců, kteří pohybu mají nadbytek, je vznik svalových dysbalancí následkem nevhodného a nerovnoměrného zatěžování pohybového aparátu (Janda, 2001).

Při provádění pohybu by svaly mezi sebou měly spolupracovat rovnoměrně. Často je ale jeden ze spolupracujících svalů příliš silný, pevný a dominantní a druhý příliš slabý, submisivní a tak nejsou schopni vyváženě spolupracovat. Oba tyto příklady narušují přirozenou rovnováhu v kloubu, která vyústí ve vznik patologického stavu. Při narušené spolupráci mezi hlavními aktéry pohybu, musí oslabený sval nahradit jeho synergisté. Zvýšenou aktivitou synergistů dochází k jejich přetížení. Naruší se svalová koordinace a vznikají náhradní pohybové stereotypy (Janda, 2001). Na narušenou svalovou souhru se daný segment může adaptovat, nebo může vzniknout patologický stav, který se promítne minimálně ve všech tkáních daného pohybového segmentu (kloubní blokády, trigger pointy).

Podobně se může vytvořit stranová dysbalance mezi dominantní a nedominantní stranou těla. Je přirozené dominantní stranu používat více a to i v případě, že budou obě strany provádět stejný pohybový stereotyp. Svaly dominantní strany mají tendenci být aktivnější proti nedominantní straně. Jestliže svalová koordinace není urychleně obnovena, vzniká náhradní pohybový stereotyp, který se postupem času stává velmi těžce upravitelným (Janda, 2001). U stranových dysbalancí se patologie promítnou až na osovém systému.

Pokud jsou svaly v některé z těchto smyček v nerovnováze již v klidu, změní se trvale výchozí postavení lopatky a tím i celého ramenního pletence. Pak dochází k decentraci ramenního kloubu. Decentované klidové postavení lopatky může být způsobeno jak organickým poškozením struktury, tak i poruchou řídicího programu, který změní klidové svalové napětí, bez zjevné organické léze. Z postavení lopatky je možné posoudit aktivitu jednotlivých svalů ve smyčce, resp. i funkci nervů zásobujících tyto svaly. Například porucha nervus thoracicus longus se projeví jako odklápějící se mediální úhel lopatky (scapula alata), protože je v dysfunkci tímto nervem inervovaný m.serratus anterior. Aby byla lopatka fixovaná v centrovaném postavení, musí se zvýšit napětí na obou svalech svalové smyčky stejně. Toto napětí se však musí následně přizpůsobovat působení zevních sil, aby lopatka zůstala v centrovaném postavení (Véle, 2006; Čihák, 2001; Dylevský, 2007; Liebenson, 2007).

Svalové dysbalance, které vyvolají decentraci kloubu tak přispívají k přetížení kloubních struktur, snížení výkonnosti a urychlení nástupu únavy. Při ustanovení svalové dysbalance je důležité identifikovat specifické svalové skupiny, které musí být

posíleny, a ty které musí být utlumeny. Výsledkem je ustanovení podmínek, za kterých se již svalové dysbalance znovu nevytvoří. Pak se udrží svalová vyváženost, zvýší se výkonost a sníží se riziko poškození pohybového aparátu (Véle, 2006).

2.2 Cyklistika

Cyklistika je jedním z nejpobulárnějších forem cvičení na světě. Slouží nejen k rekreaci, ale i zlepšení fyzické kondice. Často je však jízda na kole příčinou bolestí v oblasti ramen, šíje a mezi lopatkami. Tato bolest je reakcí na nekoordinované zapojení svalů, které vzniká důsledkem svalového přetížení.

2.2.1 Centrování postavení ramenního kloubu

Individuální řízení byciklu závisí na schopnosti cyklisty udržet balanc horní části těla a síle hlubokých stabilizačních svalů (jádra). Čím méně je cyklista nucen vyvinout energii na vybalancování horní části těla za jízdy, tím více energie pak může přenést na šlapání. To je hlavní důvod proč cyklistická centra posilují a zlepšují funkčnost horní části těla, která pak umožní lepší fungování pro cyklistiku důležitější dolní části těla. (Li and Caldwell, 1998).

Pro horní kočetinu je takovým opěrným bodem ramenní pletenec. Pletenec je složený z několika kloubů. V ideálním případě jsou klouby v tzv. Centrování postavení. U tohoto postavení jsou kloubní plochy nastaveny do polohy, v níž si tvarově nejlépe odpovídají. Kloub v tomto postavení dokáže nejlépe odolávat vnější mechanické statické zátěži. Síly působící na kloub jsou rovnoměrně rozloženy na styčných plochách. Centrování postavení kloubu je zároveň polohou s největší možnou stabilitou. Kloubní pouzdro je jen minimálně napjato a kloubní vazy jsou uvolněné (Kolář, 2009).

Ve stoji v neutrálním postavení paže a lopatky se mediální úhel lopatky nachází paralelně s páteří. Cyklista sedící na kole a držící se řídítek má již flexi v ramenním kloubu a dolní úhel lopatky je tak zevně rotován v závislosti na velikosti flexe. Pro rekreačního cyklistu se doporučuje úhel flexe 80-90°, pro silničního mezi 90°-100°. Řídítka u rekreačních cyklistů by měla dovolit uchopovat řídítka šířeji než je šířka ramen. U silničních cyklistů by měly být ruce asi o 2 cm šířeji než je šířka ramen (Kračmar, 2005). Humerus je tak v lehké abdukci, flexi a zevní rotaci. Toto postavení

se blíží centrovaném postavení ramene, které napomáhá rovnoměrnému zapojení svalů, stabilizujících lopatku (Čápková, 2008). Bohužel u některých typů řídítek, takového to postavení není možno dosáhnout, protože jsou příliš úzká.

2.2.2 Vznik dysbalancí při jízdě na kole

Mnoho studií ukazuje, že zranění z přetížení zad a krku u cyklistů je způsobeno pozicí, jež na kole cyklista zaujímá. Cyklista při jízdě zaujme pozici, při které ho nic nebolí a je komfortní. Po delší jízdě začnou být svaly unavené a začne pociťovat diskomfort. První se projeví únava na svalech, které mají tendenci k oslabení. Svaly s tendencí k zvýšené aktivitě je přetáhnou a vznikne svalová dysbalance. Kloub daného segmentu se dostane do decentrovaného postavení. Výsledkem těchto změn může být bolest. Tato bolest je zvláště markantní u cyklistů jezdících dlouhé trasy. Wilber et al. zjistili, že 44,2% mužů a 54,9% žen, rekreačních cyklistů se musí léčit s bolestí krku, zatímco přibližně 30% se léčí s bolestí dolní části zad (Wilber 1995). Weiss také napsal, že 66,4% rekreačních cyklistů udávalo bolesti krku a ramene po závodě na 800 km (Weiss 1985).

2.2.3 Pevný podklad periferie

Příčin bolestí zad při jízdě na kole je mnoho. Jednou z nich můžeme brát poruchu stability jádra, tedy trupu, o který se může opřít periferie. Aby se periferní části mohly opřít o pevný podklad, musí být jádro stabilní a hlavně být schopno dodat podporu periférii za každé situace (Asplund, 2010).

Tělesné jádro zahrnuje zádové svaly, břišní svaly, svaly kolem pánve a ramenních pletenců. Jedna z těchto svalových skupin může být slabým a tudíž omezujícím článkem při výkonu cyklisty. Aby cyklista dosáhl lepšího výkonu, musí zaujmout polohu s co nejmenším aerodynamickým odporem. Tato nepřirozená poloha, je velmi náročná na stabilitu jádra a při ní se ještě znásobí oslabení části jádra. Oslabení může přivodit bolesti zad (Faria, 2005). Hodně cyklistů ztratí výkonnost právě kvůli slabým břišním a zádovým svalům, které danou oblast stabilizují (Asplund, 2010).

2.2.4 Možnosti hodnocení stability cyklistů

Ohodnocení stability jádra cyklistů by mělo být testováno za jízdy na kole. Test by měl hodnotit specifické funkce (od kontroly trupu po plantu nohy) a směr pohybu. Rehabilitace by měla zahrnovat nastavení jádra jako takového i jádro jako základnu pro dolní končetiny (Kibler, 2006).

Stabilita jádra je náročnější na měření než svalová síla a vyžaduje zahrnutí parametrů koordinace a rovnováhy. Síla jádra je definována jako proximální stabilita pro distální pohyb. Z toho pak můžeme odvodit jak otestovat jádro. Při testování celkové stability páteře můžeme využít cvik prkno (plank). Tento cvik je vhodný pro testování cyklistů. Blíží se pozici cyklisty, který je zalehlý nad řídítky. K vytvoření prkna musí být záda v horizontální poloze, bez větší stranové i ventro/dorsální výchylky. Lokty by měly být pod rameny a nohy by měly být natažené v kolenních kloubech a v prodloužení zad v kyčelních kloubech. Dovoluje se lehké ohnutí v bocích. V této pozici byl měl sportovec vydržet co nejdéle. Jako minimální hraniční dobu Asplund (2010) určuje 2 minuty (Barr, 2005).

Při provádění testu se musí hlídat prohnutí beder, odstoupující lopatky nebo naklopení pánve. Jakékoli vychýlení z této pozice ukazuje na místo oslabené skupiny svalů, které je nutno posílit. Když jsou stabilizátory lopatky unavené, mediální strana lopatky se oddělí od zad a ramena poklesnou (Hibbs, 2008). Podobně se tak stane, jestli že je slabá svalovina břišní stěny, hlavně m. rectus abdominis, bedra se prohnu. Jestliže abduktory a mm.obliqui jsou slabé, záda se uhnou na stranu. Pokud se první pohnou lopatky, je nutné posílit jejich stabilizátory. Jestliže se prohnu berda, je nutné posílit rectus abdominis a zádové vzpřimovače. Jestliže se pánev pohne do strany, je nutné pracovat na zevních rotátorech kyčle a mm.obliqui (Asplund, 2010).

Ze studií vyplývá, že ti co mají posílenou intersegmentální stabilizaci, vydrží v poloze prkna déle než 2 minuty. Ti co mají jádro slabší, vydrží stěží 30 vteřin, poté se začnou odklánět od nastavené pozice. Prkno může být také použito jako diagnostický test k získání specifické bolesti, kterou při jízdě na kole lidé možná zažívají. Když přichází únava a slabší svaly selhávají, mají pacienti pohnout lokty dopředu o pár centimetrů. To je pozice, ve které jsou cyklisté, když jednou na kole. Pohnout lokty dopředu také pomáhá vyvolat bolest, kterou cyklisté za jízdy cítí. Nejvhodnější je hodnotit sílu jádra za jízdy na kole. Stejně tak jako když při cviku prkno se záda prohnu, při jízdě na kole pvolí svaly zad. Dynamické stabilizátory lopatky je lepší hodnotit při pohledu na ramena. Ramena by měla zůstat v pomyslném čtverci nad řídítkama, když cyklista jede na kole v sedě a udržovat nos nad předním kolem. Slabost ramen se projeví pohybem ramen z leva do prava, nebo když se nakloní v průběhu jízdy do kopce v sedě. Slabost zevních rotátorů kyčelních kloubů, abduktorů a mm.obliqui se nejlépe hodnotí, když cyklista stojí na pedálech. Při přechodu ze sedu na stoj svaly jádra udrží tělo

ve stejné rovině jako je bycicl. Pokud se boky pohybují ze strany na stranu při tomto přechodu, jde o deficit těchto svalů (Asplund, 2010; Jeffreys, 2002).

Pokud nemůže být prkno udrženo po dobu jedné minuty, ruce by měly být umístěny o jednu stopu výše. Pokud ani to nepomůže, měly by být ruce znovu zvednuty. Po nalezení pozice, ve které se atlet udrží, měla by být zaznamenána pozice, aby jí bylo možno dále porovnávat. Výška řídítek by pak měla být nastavena tak, že tento úhel by měl odpovídat úhlu na kole (Abt, 2007).

2.2.5 Možnosti hodnocení stability lopatek

Pohybové hodnocení zahrnuje stanovení maximálního rozsahu pohybu s kvalitou provedení. Rozsah pohybu může být hodnocen aktivně a pasivně a může vést ke kompenzačním pohybům. Lopatka vytváří stabilní podklad pro pohyby paže (Poppen, 1976; Post, 1987). Tato stabilita lopatky je závislá na stabilizátorech, které se na lopatku upínají a jsou to m.levator scapulae, m.rhomboideus, m.trapezius a m.serratus anterior (Voight 2000). Lopatka také vytváří základnu pro svaly, které se na ní upínají z glenohumerálního kloubu. Tedy svaly rotátorové manžety. Jestliže některý z těchto stabilizačních svalů je inhibován, poraněn nebo v dysfunkci pohyblivost a stabilita kloubu může být ohrožena. Lopatkové dyskinézy jsou definovány náhradním postavením nebo pohybem lopatky, který je zřejmý z narušeného skapulohumerálního rytmu a ten je spojen s mnoha ramenními poruchami např. instabilita (Kuhn, 1995).

Stabilita lopatky může být testována pomocí svalových nebo obrových testů, kterými se dá pokusit určit instabilitu. Klinici využívají různé svalové testy na určení svalové slabosti, která pak ukazuje na danou poruchu (Kibler, 1998).

Jak proaktivní tak reaktivní přístupy existují, aby omezily fyzická rizika spojená s výkonem. Proaktivní ergonomie zahrnuje protektivní ergonomické prvky již v průběhu výroby, zatímco reaktivní ergonomie až reaguje na stávající problémy již udělaného. Ergonomie se současně s vývojem počítačových technologií mění, vyvíjí se, tak aby se zvýšil výkon, zlepšil komfort a zmenšilo riziko zranění (Dempsey, 2005).

2.2.6 Technika jízdy na kole

Aerodynamický odpor ve vztahu k bolesti v oblasti lopatek

Pro dosažení co nejlepšího sportovního výsledku se závodní cyklisté snaží co nejvíce zmírnit aerodynamický odpor, jehož překonávání při vyšších rychlostech ubírá větší část energie vynaložené na šlapání. Překonání aerodynamického odporu lze řešit pomocí technologických změn na kole a úpravami polohy těla. Jeho snížení dosáhneme zvýšením pozice sedla tak vysoko, aby při sedu s nataženou dolní končetinou na pedálu bylo koleno mírně pokrčené. V tomto případě by sedlo mělo být mírně nakloněné dopředu (Kračmar, 2005).

Dalším krokem je snížení pozice řídítek, nebo použití aerodynamických časovkářských řídítek co nejnižěji. Pozice cyklisty s těmito řídítkama sníží aerodynamický odpor oproti napřímenému sedu až o 30%. Tento efekt demostroval Greg Lemond během Tour de France v roce 1989, kterou díky nižšímu aerodynamickému odporu oproti svému rivalovi vyhrál o 8 vteřin (Faria, 1992). Takto nastavená pozice řídítek a sedla přesune váhu těla více dopředu nad řídítka a více se zatíží pohybový aparát v horní části trupu. Cyklista se v trupu musí více ohnout do flexe, aby dosáhl na nízko položená řídítka a více tlačil krční páteř do extenze, aby viděl na cestu. Dlouhodobé držení hlavy v extenzi velmi nepříznivě působí na krční a hrudní páteř a může zapříčinit bolesti šíje, hlavy nebo přivodit neurologické příznaky manifestující se do horních končetin (Cohen, 1993; Richmond, 1994; Mellion, 1994).

Chce-li se cyklista přiblížit přirozenějšímu zakřivení páteře a polohy hlavy, tím i snížit zdravotní rizika z nevhodného zatěžování během jízdy, musí si zvýšit pozici řídítek a snížit pozici sedla, s tím že sedlo musí být vodorovně. Cyklista pak sedí na kole více napřímený a dívá se na cestu bez extendované krční páteře. Váha trupu je přesunuta ke středu rámu a rovnoměrně rozložena mezi horní a spodní část trupu. Současně dojde k snížení pravděpodobnosti zranění ramen a krku. Tato poloha je pak vhodnější pro rehabilitační a pro dlouhodobé rekreační ježdění. (Dettori, 2006; Cohen, 1993; Richmond, 1994; Mellion, 1994)

Vliv polohy rukojeti na ramenní pletence

V této studii uvažujeme o třech úchopech řídítek horní, dolní a za brzdy. Každý úchop má jiný vliv na svalovou aktivitu fixátorů lopatek. Celková aktivita svalů horní

končetiny je dle dostupných studií nejvyšší, pokud se cyklista drží dolním úchopem, tedy v tzv. kapce řídítek. Když jsou ruce umístěny v kapce řídítek, celková hmotnost těla se posune dopředu nad řídítka a cyklista musí na pažích nést větší hmotnost (Grappe et al., 1998; Raasch a kol., 1997).

Poloha ruky u cyklistů

Za nejvýhodnější pozici držení řídítek je považován úchop za páky brzd. Tato pozice dovoluje rychlé a snadné brždění a současnou dobrou manévrovatelnost. Řízení s rukama na horní horizontální části řídítek dovoluje tělu být více napřímen, tím má cyklista větší jízdní komfort, nicméně tato pozice je méně aerodynamická a vytváří větší odpor větru. Pozice úchopu ve spod řídítek – v kapkách je nejvíce aerodynamická a snižuje aerodynamický odpor průměrného cyklisty až o 30% s porovnáním pozicí úchopu na vrcholu řídítek. Píše se, že extrémně nízký úchop řídítek vyústí ve vyrovnání bederní lordozy. Zde ale musíme vzít v úvahu ještě další faktory, například vzdálenost řídítka sedlo, nebo přímo výška sedla, které páteřní křivku také ovlivňují (Schulz, 2010).

Úchopem řídítek nadhmatem (horní úchop) za rovné trubky dochází k vnitřní rotaci v ramenním kloubu, abdukcii lopatky, kyfotické nastavení hrudní páteře a v krční páteři klordóze (Kračmar, 2005).



Obrázek 1 Horní úchop

V případě, že cyklista je schopen udržet zevní rotaci v rameni a vnitřní rotaci v předloktí, je tento úchop řídítek správný a nedojde u něho k nefyziologickému zákyvu a předsunu hlavy. Bohužel je tento úchop koordinačně náročný, dlouhodobě neudržitelný a ne všichni lidé jsou jí schopni vůbec dosáhnout. (Čápvová, 2008).

Řídítka na silničních kolech zvané berany cyklistovi umožní držení za páky brzd. Tento úchop používají cyklisté nejčastěji. Při tomto úchopu cyklista snadněji udrží zevně rotační držení v ramenu. Nepřetěžuje tolik krční páteř jako úchop nadhmatem.



Obrázek 2 Úchop za brzdy

Cyklista může takto řídítka držet dlouhodobě, zvláště s pákami brzd integrovanými s ovladačem měničů převodů. Podobné vhodné držení umožňují i řídítka staršího typu zvané „vlaštovky“ (Kračmar, 2005).

Poslední testovanou variantou byl spodní úchop řídítek za rovnoběžné trubky. V tomto případě cyklista drží řídítka pod brzdami.



Obrázek 3 Dolní úchop

Tento úchop na jednu stranu cyklistovi umožňuje docílit zevní rotace v ramenním kloubu, ale také nutí cyklistu k záklonu hlavy s výrazným přetížením krční páteře. Proto se cyklista nikdy nedívá příliš dlouho daleko před sebe (Kračmar, 2005).

2.2.7 Přetížení pohybového aparátu při jízdě na kole

Zranění na kole jsou často klasifikována na zranění akutní a chronická. Akutní bolesti se vyskytnou, pokud jsou měkké tkáně vystaveny takovému jednorázovému zatížení, které přesáhne jejich maximální tkáňovou toleranci a tím zapříčiní jejich selhání. Tyto zranění se vyskytují nejvíce při zanedbání prevence, nebo zanedbání bezpečnosti jízdy na kole. Chronické zranění se vyskytují u opakovaného submaximálního zatížení tkáně nebo při dlouhodobém nepřerušovaném zatížení. Opakované submaximální zatížení snižuje toleranci tkáně. Síla, postavení, opakování a vibrace to jsou všechno faktory, které pokud působí delší dobu, mohou způsobit myoskeletální poruchu. Poruchy svalové síly taktéž najdeme jako faktor, který předchází bolesti s následující poruchou lopatkové kinematiky. Únava svalů horní končetiny také zvyšují geometrické změny ve svalu. Modifikace postavení při zatížení mohou přispět nebo redukovat rizika myoskeletálního zranění. Svalová aktivita změní percepci v kloubu a sníží svalovou sílu, která je pak indikátorem svalové únavy. To se na EMG záznamu projeví snížením frekvence a zvýšením amplitudy. Každý z těchto faktorů se zdá být spojený s bolestí v oblasti lopatky (Dettori, 2006; Dickerson, 2011).

Predisponující anatomické faktory, které mohou zvyšovat riziko zranění ramene jsou morfologie akromionu (dolu skloněný akromion), tloušťka tkání, tvar glenoideální jamky a tvar hlavice humeru, odolnost proti únavě a svalová síla (rozdílný svalový nábor), věk (degenerativní změny na tkáních spojené se stárnutím), pohlaví (Dickerson, 2011).

Přetížení ramenou a krku

V krční oblasti se bolest nejvíce vyskytuje jeho zadní části. Bolest se z této oblasti často šíří kranálně do hlavy nebo do horních končetin. Proto je nutné uvažovat o bolesti neurologického původu. V případě bolesti na přední straně krku nebo čelisti, bolest může být příznakem srdečního původu. Příčinami těchto bolestí může být svalový spasmus, degenerativní osteoartritida nebo výhřez ploténky (Dettori, 2006).

U bolestí v oblasti lopatky, které často bývají spojeny s bolestí krku, můžeme uvažovat o scapulárním syndromu (Dettori, 2006).

Uvádím zde několik studií, které se zabývají výskytem bolestí ramen a krku vyvolaných přetížením dané oblasti (Dettori, 2006).

Na bolesti v oblasti ramen a krku si stěžuje od 9% do 49% profesionálních cyklistů (Kulund, 1978; Weiss, 1985). Ve studii z 8 denní tour, kde cyklisté najeli 871 km, si 66% cyklistů stěžovalo na lehkou bolest v oblasti šíje nebo ramen. 20% si stěžovalo na velký diskomfort, který způsobil změnu stylu jízdy na kole. Přetrvávající a zvyšující se bolest je donutila zastavit jízdu úplně. Zranění krku nebo ramen se objevuje spíše na konci etap nebo v druhé polovině průběhu závodů (Weiss, 1985). Prevencí a terapií je úprava techniky jízdy na kole viz.: Technika jízdy na kole.

Přetížení zápěstí a ruky

V roce 1895 popsal Simpson přetížení z jízdy na kole v oblasti ruky a zápěstí, které vedlo k diagnóze ulnární neuritida. Od té doby je dokumentováno mnoho podobných případů přetížení známým jako handlebar palsy (cyklistická obrna). Toto zranění je považováno za kompresní syndrom. Příčinou přetížení je přenesení větší části hmotnosti těla nad řídítka (Capitani, 2002; Maimaris, 1990; Noth, 1980; Hankey, 1988; Eckman, 1975; Brandsma, 1995; Richmond, 1994). U většiny těchto přetížení zápěstí cyklista popisuje příznaky jako slabost, někdy až necitlivost ruky. Často spojené s parestesemi. Většinou se jedná o kompresi mediálního nebo ulnárního nervu. (Andersen, 1997; Kulund, 1978).

Místem komprese ulnárního nervu je Guyonův kanál a místem komprese n.medianus je karpální tunel (Braithwaite, 1992). Kvůli těmto kompresím musí často cyklista zastavit jízdu a ruku "proklepat", problém se ale může v důsledku přetěžování zhoršit natolik, že léčba může trvat i několik měsíců. (Andersen, 1997; Noth, 1980; Brandsma, 1995).

Jako prevence kompresivních syndromů a i jiných přetížení zápěstí a ruky, se doporučuje často měnit pozici rukou na řídítkách, nosit při jízdě na kole polstrované rukavice, a polštářky na předloktí, umožňující jezdcům odpočinek pro zápěstí a ruku (Cohen, 1993; Mellion, 1994; Farrell, 2003).

2.3 Elektromyografie

Elektromyografie je experimentální vyšetřovací metoda, která se zabývá záznamem a analýzou elektrických potenciálů, které vznikají při stahu kosterního svalu. Nabízí možnost poměrně detailního hodnocení funkční role faktorů, které ovlivňují daný pohyb, tím že nám dává možnost hodnotit součinnost mnoha kosterních svalů najednou. Také nám povrchová elektromyografie dává informace o individuální pohybové strategii, funkční integritě mnoha systémů pohybové periferie a centrálních senzomotorických oblastí (De Luca, 2006; Krobot, 2011).

Povrchová elektromyografie se uplatňuje v oborech neurofyzologie, kineziologie, řízení motoriky, psychologie, rehabilitační lékařství a dalších. Hlavním oborem uplatnění povrchové elektromyografie je funkční (kineziologická) analýza. Funkční analýza objektivně a reprodukovatelně analyzuje pohyb, funkční pohybové poruchy a poměrně detailně podprahové poruchy motoriky. Výsledky funkční analýzy umožňují před rehabilitací přesněji stanovit konkrétní cíle, v průběhu terapie kontrolovat její účinnost a i jí používat jako následnou zpětnou vazbu (Krobot, 2011).

Jsou dvě základní metody elektromyografie. Jehlová, která je invazivní, protože se jehlové elektrody inzerují přímo do svalu. Povrchová, která je neinvazivní využívající povrchových kožních elektrod (De Luca, 2002).

2.3.1 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie snímá akční potenciály většího množství aktivních motorických jednotek v blízkosti snímaných senzorů, které jsou přilepeny na kůži přímo nad testovným svalem. Poskytuje tak informace z většího množství svalové tkáně a může měřit více svalů najednou při různých pohybových aktivitách. Proto je vhodnější při vyšetření neurálních mechanismů pohybové kontroly (Krobot, 2011).

Bipolární snímání – označuje snímání svalové aktivity pomocí dvou elektrod umístěných paralelně s průběhem svalových vláken. Elektrody snímají různé elektrické potenciály v danou chvíli vzhledem k referenční elektrodě (zemnicí elektroda). Výstupem je bipolární signál, který zesílí rozdílový zesilovač. Dvojitá diferenciální konfigurace elektrod slouží k odhadnutí kondukční rychlosti, redukuje cross talk a zvyšuje selektivitu (Enoka, 2008; Merletti, 2004).

Přenos signálu

Z elektrod vyjde (u většiny komerčních přístrojů) surový elektromyografický záznam ve formě analogového signálu. Signál dojde do vyhodnocovací jednotky, která ho konvertuje na digitální. Signál je přenášen buď kabely nebo telemetricky. Nyní se častěji používá telemetrický přenos, protože dává zkoumanému objektu větší pohybovou volnost a pohyb je pak přirozenější (Soderberg, 2000).

2.3.2 Jehlová elektromyografie

Jehlová elektromyografie snímá pouze jednotlivé akční potenciály motorických jednotek prostřednictvím elektrody zapíchnuté přímo do svalu. Jedná se tedy o invazivní techniku. Může roztrhnout svalovou tkáň a zapříčinit bolest v průběhu pohybu. Množství zaznamenaných svalů je omezené jednou použitou jehlovou elektrodou. Aplikace vyžaduje školený lékařský personál (Frigo and Shiavi, 2004). Touto metodou se často diagnostikují nervosvalová onemocnění. Hodnotí se charakter inzerční aktivity při vpichování elektrody, spontánní aktivita v klidu a aktivita v průběhu kontrakce (Krobot, 2011).

2.3.3 Faktory ovlivňující signál

Výsledný signál je ovlivněn mnoha faktory. Faktory vnitřní, které nelze ovlivnit jsou fyziologické, anatomické a biochemické vlastnosti svalu v průběhu kontrakce. Faktory vnější, které je možné ovlivnit. Jedná se o konfiguraci a umístění elektrod. Při snaze z měření získat co nejkvalitnější signál, je třeba rušivé faktory minimalizovat. Přestože EMG záznamy vypadají rozdílně pro každý sval, některé složky jako například dávka aktivity může být společná pro mnoho svalů. Ve skutečnosti je zde analitická evidence, že rozdílné svaly můžou sdílet některé složky aktivity (Davis and Vaughan, 1993).

Faktory vnitřní: svalová aktivita, aktivita okolních svalů, elektrická aktivita jiných tkání, vlastnosti tkání mezi elektrodami a povrchem svalu a další faktory (PH krve, odstraňování metabolitů během kontrakce)(De Luca, 2002).

Faktory vnější: umístění elektrod, vzdálenost a velikost elektrod, kontakt mezi elektrodami a kůží, externí šum (De Luca, 2002).

Crosstalk je jedním z nejdůležitějších zdrojů chyb při interpretování povrchového EMG a je definován jako kontaminace EMG signálu sousední svalovou aktivitou. Je známo, že množství crosstalku je závislé na množství podkožních vrstev (Solomonow et al., 1994) a detekčním systému (De Luca, 1997). Jak naznačují výsledky studie Campanini et al. (2007), vzájemný crosstalk existuje mezi dvěma svaly při dynamickém pohybu. Studie ukázala, že crosstalk je dramaticky závislý na umístění elektrod. Elektrody na m.sternocleidomastoideus mohou zaznamenávat výboje aktivity mm.scaleni, proto je v některých případech velmi obtížné ze záznamu crosstalk odlišit od skutečné aktivity svalu (Chiti et al., 2008). Crosstalk může být redukován použitím dvojité diferenciální zesilovač (van Vugt and van Dijk, 2001), která je spojená s elektrodou o nízké kožní impedanci (Mesin et al., 2009) má větší schopnosti redukovat crosstalk než bipolární konfigurace. Crosstalk může být dále redukován řádnou lokalizací elektrody na svalu (Hermens et al., 2000). Elektroda by měla být umístěna na středu svalového bříška, co nejdále od hranice svalu, ačkoli to není možné u všech svalů (Krobot, 2011).

Interpretaci EMG signálu může ztěžovat umístění svalu, které v průběhu pohybu mezi kůží a svalem mění a s ním i interpretace signálu, který není po celé délce svalu stejný. Umístění elektrod se doporučuje na místě inervace svalu a na tomto místě by měly být elektrody po celou dobu měření pohybu (Mesin et al., 2009).

2.3.4 Analýza zpracování signálu

Zpracování EMG signálu se provádí zavedenými matematickými metodami, kterými jsou amplitudová analýza a frekvenční analýza. Ze zpracovaného signálu se získají kvantitativní parametry EMG signálu, které lze dále porovnávat (Kolář, 2009).

Další zpracování se provádí podle zaměření studie. Ve studiích sledujících svalovou koordinaci se obvykle nejdříve získaný signál rektifikuje a filtruje (Kleissen, 1990; Shiavi et al., 1998; Hug and Dorel, 2009). Ideální filtr by měl být pro každé zpracování měření přizpůsoben, aby se dosáhlo co nejoptimálnějších výsledků (Shiavi et al., 1998).

Frekvenční analýza

Touto analýzou se dá zjistit, z jakých frekvenčních komponent se skládá výsledná křivka. Metody frekvenční analýzy lze rozdělit do dvou základních skupin: (Pánek, 2009)

1. Neparametrické metody, které lze použít pro libovolné signály, jejichž typickým představitelem je rychlá Fourierova transformace.
2. Parametrické metody, které vyžadují stanovení řady parametrů vyhovujících danému matematickému modelu pro vyhodnocovaný signál.

V této práci byla frekvenční analýza využita pro stanovení nástupu svalové únavy tzv. Indexem svalové únavy (fatigue index). Ten definuje nástup svalové únavy jako posun střední hodnoty výkonového spektra v průběhu svalové kontrakce směrem k nižším frekvencím (Pánek, 2009).

Analýza amplitudy

Každé analýze amplitudy předchází zpracování signálu, díky kterému získáme větší reliabilitu a validitu (Winter, 2005; Hagg, 2004). Signál se zpracuje pomocí rektifikace a vyhlazení. Při rektifikaci se negativní hodnoty buď eliminují nebo převrátí do hodnot pozitivních. Vyhlazením potlačíme vysokofrekvenční fluktuace signálu. Výsledný signál po zrektifikování a vyhlazení lze označit jako lineární obálku. Výběr dolního filtru u lineární obálky je důležitý při zpracování EMG signálu (Farina et al., 2004).

Normalizace signálu

Pokud chceme porovnávat aktivitu svalu se svaly jinými a i svaly jiných subjektů mezi sebou provedeme normalizaci signálu. Té dosáhneme vztažením naměřených hodnot k referenční hodnotě (Latash, 2008). Referenční hodnoty můžeme stanovit z maximální volní kontrakce, aktivační hodnoty, procentuální porovnání aktivity svalů testovaných bilaterálně a další. (Krobot, 2011).

Technicky nejjednodušší měření je hodnotit v mean hladině aktivity svalu v průběhu celé periody. Při porovnávání probandů mezi sebou měly zohledňovat i kinematické záznamy (synchronní video). Například u EMG záznamu dolních končetin při šlapání na kole by se měly naměřená data synchronizovat s úhlem klik pák (Ericson, 1986; Li and Caldwell, 1998; Dorel et al., 2008). To je ale velmi obtížné u měření lopatek, kdy by mělo docházet při šlapání k minimalizaci přenosu pohybu z dolních končetin na horní.

Informace o stupni aktivace svalů jsou nezbytné pro porovnávání svalové aktivity mezi jednotlivými svalovými skupinami a mezi jednotlivými probandy. Za tímto účelem mnoho autorů doporučuje normalizaci EMG signálu (Winter and Brookes, 1991;

Soderberg and Knutson, 2000). V nejvíce případech je EMG aktivita vyjádřena k MVC daného svalu, ale u některých svalů je tuto hodnotu obtížné určit a proto se určuje submaximální aktivita svalu a to i v případě, že výsledky jsou pak méně hodnotné (Yang and Winter, 1984). Typ normalizace k MVC je silně kritizován pro délku svalu a úhel ve kterém sval pracuje, protože ten se mění při dynamickém zapojení svalu při měření a ve vyhodnocení tak dochází k disinterpretaci (Mirka, 1991). Je to proto, že pokud měříme MVC, tak je to v izometrické kontrakci a tak je elektroda na daném místě kůže, která se nehýbe po svaly. Naopak při dynamickém pohybu se tato elektroda pohybuje s kůží po svaly a tím dojde k znehodnocení výsledků (Prasartwuth et al., 2006). Zavádějící tyto hodnoty mohou být také proto, že izolovaný pohyb vyvolá výrazně slabší svalovou kontrakci v daném svaly oproti stejném svaly zapojeném v pohybovém řetězci (Cappellini et al., 2006). Proto někteří autoři popsaly postup měření MVC, který některé nedostatky odstraní. U cyklistů je to cycling torque-velocity test (Rouffet and Hautier, 2008). I tento test má své slabé místa. Jedním z nich je neschopnost zapojit při maximálním šlapání svaly na nejvyšší možnou úroveň u všech probandů. Každý má totiž jinak nastavený svalový timing. Bohužel žádný tento test se nezabýval horními končetinami, a proto zbývá než pracovat s nedostatky normalizace k MVC. Nezbyvá tedy, než co nejpřesněji popsat postup a polohy při testování MVC, aby bylo možné tento test opakovat (Hug, 2011).

2.3.5 Aktivita svalu

Pokud chceme určit správně aktivitu svalu, není ani tak důležité zda provádíme kontrakci izometrickou nebo izotonickou, ale zda přijímaný signál přichází pouze ze zkoumaného svalu. Crosstalk můžeme nejlépe eliminovat správným umístěním elektrod. Důležitým faktorem je také časové zpoždění, které vzniká mezi svalovou aktivací z měřeného svalu a svalovou aktivací zaznamenanou EMG. Toto zpoždění mezi silou a zaznamenaným signálem závisí na několika faktorech: vlastnostech šlachy, vlastnostech svalu, rychlosti zapojení dynamiky svalu a typu svalových vláken. Pokud je EMG snímáno ze svalu s převahou pomalých oxidativních vláken, vykazuje větší zpoždění mezi elektromyografickým signálem a silou, než při snímání svalu s převahou rychlých, glykotických vláken (Davis and Vaughan, 1993).

2.3.6 Svalová únava

Při práci svalu dochází přirozeně k jeho únavě. Velikost únavy je přímo úměrná úbytku zásob glykogenu, zvýšení hladiny kyseliny mléčné, snížení pH ve tkáni a změně prokrvení. Pocit svalové únavy je ukazatelem pro ukočení svalové činnosti a započetí odpočinku. Pokud nedojde k přerušení činnosti, hrozí až poškození svalu. K poškození svalu dochází až se značnou časovou prodlevou. V této prodlevě se ale zvýší svalová únava. Oddálit svalovou únavu můžeme tréninkem, nebo třeba různou formou dopingu (Rokyta, 2000).

Svalová únava je jedna z vlastností, která ovlivní cyklistický výkon, tím že změní pohybový vzorec (So et al., 2005). Sledujeme-li průběh svalové kontrakce unaveného svalu na EMG amplitudě, je položena výše, směrem k submaximální kontrakci. (De Luca, 1997; Ve stejnou dobu je zde zvýšení ve spodní části frekvenčního spektra při prodloužené kontrakci. Tyto změny frekvence byly použity jako indikátor svalové únavy. V průběhu delší cyklistiky, svalová únava je způsobená metabolickými změnami, které pak u zapojených svalů způsobí pokles vykonnosti. Balasubramanian and Jayaraman (2009) vyšetřil svalovou aktivitu v horní části těla za pomoci EMG u aerobní cyklistiky. Výsledky ukazují, že je vyšší svalová únava u jedinců s bolestí zad než u jedinců bez ní.

Svalová únava byla definována na Ciba foundation symposium v Londýně (rok 1982) následovně:

1. porucha rozumového provedení,
2. porucha motorického provedení,
3. vzestup EMG aktivity při prováděném pohybu,
4. posun EMG výkonového spektra směrem k nižším frekvencím,
5. porucha výstupní svalové síly.

Definice byla doplněna o parametry, které doprovází svalovou únavu:

1. vzestup úsilí při udržování výstupní svalové síly,

2. pocit diskomfortu či bolesti související se svalovou aktivitou,
3. vnímání poruchy generované výstupní svalové síly

Centrální nástup únavy byl z neurofyziologického pohledu definován jako časoprostorové snížení aktivace alfa motoneuronů, které jsou ovlivněné vyššími úrovněmi CNS. Centrální nástup únavy oddaluje motivace.

Periferní nástup únavy byl rozdělen na vysokofrekvenční a nízkofrekvenční. Nástup vysokofrekvenční únavy je charakterizován poruchou neuromuskulárního přenosu. Nástup nízkofrekvenční únavy je charakterizován postupným narušením mechanismu spřažením excitace-kontrakce v důsledku snížení zpětného vychytávání kalciových iontů do t-tubulárního systému. Nízkofrekvenční únava nastupuje výrazně později oproti vysokofrekvenční únavě a odpovídá kapacitě anaerobního metabolismu svalu a není přímo závislá na vyčerpání ATP nebo fosfokreatininu.

Obecně se autoři shodují, že nástup svalové únavy je charakterizován následujícími symptomy – narušení $\text{Na}^+\text{-K}^+$ rovnováhy, změnou intracelulárních hodnot pH, akumulace anorganického fosfátu, snížení energetických rezerv nutných pro restituci ATP a snížení intracelulární koncentrace Ca^{2+} .

Pro stanovení nástupu svalové únavy z EMG záznamu se používá tzv. Index svalové únavy. Ten je definovaný jako posun střední frekvence výkonového spektra v průběhu svalové kontrakce směrem k nižším frekvencím. Index svalové únavy je méně specifický oproti měření rychlosti vedení akčního potenciálu na svalovém vláknu, protože se v něm odráží jak časoprostorová aktivace motorických jednotek, tak vlastní změny dráždivosti svalové membrány (Pánek, 2009).

2.3.7 Posouzení svalového timingu

Vyhodnocování elektromyografického záznamu nám dává možnost určit počátek a konec svalové aktivity měřeného svalu. Při sledování více svalů nám pak EMG záznam dává možnost odhalit svalovou synergii a rychlost reakce na určitý podnět (Basmajian a De Luca, 1985). Při patologickém fungování pohybového systému se výše zmíněné hodnoty mění. V našem případě například při luxaci ramenního kloubu.

Abychom mohli ohodnotit svalovou práci z EMG záznamu, nejprve musíme určit počátek svalové aktivity (aktivační hodnotu). Od této hodnoty je sval považován za aktivní. De Luca (1997) jí považuje za hodnotu, která překročila průměrnou amplitudu signálu svalu v klidové poloze, plus dvě její směrodatné odchylky minimálně po dobu 20 ms. Hranice je zvolena pro každý sval zvlášť. Protože je svalová aktivita detekována elektrodou s určitým spožděním, tak jako hranice rozlišitelnosti účelného hodnocení je považována doba 10 ms (De Luca, 1997).

Povrchová EMG snímá aktivaci svalu a produkci mechanické síly s určitým spožděním (elektromechanické spoždění), které může trvat i několik stovek milisekund (Basmajian a De Luca, 1985). Zpoždění je ovlivněno například typem snímaných svalových vláken (rychlá svalová vlákna vykazují kratší spoždění mezi EMG signálem a silou), viskoelasticitou svalstva a šlach a dalších faktorech. Viskoelastické vlastnosti svalu a pojivové tkáně určují rychlost, s jakou se přenáší síla ze šlachového úponu na kost (Krobot, 2011).

Timing svalů se určuje ze zpracovaného signálu (rektifikace a vyhlazení). Důležité je ověřit, zda není přítomen crosstalk. Eliminace artefaktů je možná respektováním zásad při aplikaci elektrod (Krobot, 2011).

Svalová ko-kontrakce

Svalová ko-kontrakce je současná aktivace antagonistických svalů, které se stýkají v místě kloubu (Chmielewski, 2005).

Ko-kontrakce antagonistických svalových skupin na jednu stranu umožňuje rozložení sil působících na kloub, na druhou stranu způsobuje zvýšení tlakových sil v samotném kloubu (Chmielewski, 2005).

Pro hodnocení ko-kontrakce se nejčastěji využívá tzv. ko-kontrakční index (CI). V ko-kontrakčním indexu jsou definovány následující hodnoty. EMG_{nl} je normalizovaná hodnota EMG méně aktivního svalu z dvojice antagonistů. Hodnota EMG_{nh} je normalizovaná hodnota EMG více aktivního svalu. Rudolph definoval CI následovně (Pavlů 2012):

$$CI = \frac{EMG_{nl}}{EMG_{nh}} \cdot \frac{EMG_{nh}}{EMG_{nl} + EMG_{nh}} \quad (\text{Pavlů 2012}).$$

Ko-kontrakčním indexem je matematický výpočet míry ko-aktivace antagonistických svalů (Necke, 2006). Vysoká hodnota ko-kontrakčního indexu ukazuje na vysokou míru

zapojení obou svalů, zatímco nízká hodnota značí buď malé zapojení obou svalů, anebo vysokou míru zapojení jednoho svalu na úkor aktivace druhého svalu (Chmielewski, 2005).

Tento parametr vypovídá o neurálních mechanismech řízení, ve kterých se podílí významným způsobem aktivace gama systému ze stimulace kloubních a ligamentových receptorů (Pavlů, 2012).

Ko-kontrakční index je možné využít například při sledování ko-kontrakce u sportovců, u pacientů po ortopedické operaci nebo u pacientů s neurologickým postižením. Velkou výhodou tohoto výpočtu je nízká náročnost na provedení, ale zároveň vysoká míra informace o aktivitě sledovaného segmentu.

Změny ve svalové koordinaci často vychází ze změn v timingu svalové aktivace (Billaut et al., 2005; Samozino et al., 2007).

2.4 EMG studie u cyklistů

McCormick 2014 popsal ovlivnění výkonu jízdy na kole pomocí úchopu řídítek. Jeho výzkum naznačuje, že úchop přispívá k výkonu cyklisty, protože úchop umožňuje izometrickou stabilizaci horní části trupu, což pak pomocí kontrabalancování proti šlapání dovozuje lepší přenos síly dolních končetin na pedály a následné vyvinutí větší síly do pedálů a jízdu větší rychlostí na kole. Ve své studii uvedl, že stabilizátory horního trupu a paží při jízdě na kole se více zapojují než při běžném sedu, nicméně i při podání maximálního výkonu na kole se nezapojí maximální kontrakcí, stále pouze stabilizují (McCormick, 2014). V další studii McCormick 2014 měřil svalovou aktivitu vybraných svalů horní části těla během 30 s Wingate testu. Výsledek studie ukazuje na významné přispění svalů horní části těla k zvýšení výkonosti při jízdě na kole za vysoké intenzity (McCormick, 2014). Baker 2002 svou studií tyto výsledky potvrzuje, že výkonnost jízdy na cyklistickém ergometru vyžaduje svalovou souhru celého těla (Baker, 2002). Blake 2012 zjistil, že zvýšení mechanické účinnosti je dosaženo prostřednictvím zvýšením svalové koordinace. Podle jeho studie se svalová koordinace maximalizuje při jízdě na kole na 55% - 60% VO₂max. (Blake, 2012).

Duc (2008) ve své studii došel k závěru, že změna úchopu řídítek má malý efekt jak na velikost, tak na timing EMG aktivity u m. biceps brachii a m. triceps brachii. Tvary EMG záznamů byly velmi podobné u obou sledovaných úchopů. Při porovnávání stabilního (bez možnosti náklonu do stran) a nestabilního ergometru, došel (Duc, 2006) k závěru, že u nestabilního se svaly měřené na horních končetinách vykazují větší svalovou aktivitu (Duc, 2006).

Balasubramanian (2014) zkoumal aktivitu svalů při jízdě na kole s třemi různými druhy rámu jízdních kol s využitím povrchové elektromyografie (sEMG). Jeden rám byl klasický tuhý rám trekového kola (RF), druhý rám byl odpružený (vidlice i rám) (SU) a třetí byl od silničního speciálu (SP). Výsledek studie ukazuje na nižší svalovou únavu při jízdě na celoodpruženém kole (Balasubramanian, 2014).

3 Cíle práce a hypotézy

3.1 Vymezení problému

Velká část cyklistů má obtíže spojené se svalovými dysbalancemi v oblasti horní hrudní a krční páteře. Tuto dysbalanci podporují nevhodné pohybové stereotypy i dnešní životní styl. Je proto na místě zjistit, zda by změna úchopu řídítek alespoň částečně nepomohla řešit problém svalových dysbalancí (Konrad, 2005).

3.2 Cíle

Cílem práce je EMG analýza vlivu tří typů úchopů řídítek na aktivitu a nástup únavy vybraných svalů pletence ramenního. Měřenými svaly byly m.trapezius superior (sup), medius (med) a inferior (inf) a m.serratus anterior (ser. ant.). Typy úchopů byly horní (horizontální trubka řídítek), střední (za brzdy) a spodní (v kapce beranů).

3.3 Hypotézy

Hypotéza č. 1 – Předpokládám nižší normalizovanou hodnotu EMG aktivity u horních fixátorů lopatek a vyšší u dolních fixátorů lopatek u úchopu za brzdy ve srovnání s dalšími dvěma úchopy.

Hypotéza č. 2 – Předpokládám vyšší ko-kontrakční stupeň vybraných svalů při úchopu za brzdy oproti ostatním úchopům.

Hypotéza č. 3 – Předpokládám, že při horním úchopu řídítek budou měřené svaly vykazovat nárůst únavy, u zbylých dvou nikoli.

3.4 Otázky

Řešená otázka č. 1 – Je normalizovaná hodnota EMG aktivity horních fixátorů lopatek nižší a vyšší u dolních fixátorů lopatek při úchopu za brzdy oproti ostatním měřeným úchopům?

Řešená otázka č. 2 – Je lepší souhra agonistů s antagonisty mezi horními a dolními fixátory lopatek při úchopu za brzdy oproti ostatním měřeným úchopům?

Řešená otázka č. 3 – Podléhají více únavě svaly při horním úchopu řídítek oproti dalším dvěma měřeným úchopům?

4 Metodologie

Práce má charakter analyticko-experimentální studie. V první části je teoreticky zpracována Kineziologie a Biomechanika ramenního kloubu, dále tvorba svalových dysbalancí u cyklistů, také je zde obecně popsána elektromyografie, jako objektivizační metoda a odborné články související s tématem práce. Bylo použito rešeršní zpracování problematiky postavené především na využití v ČR dostupných periodik a článků získaných v online databázích v PubMed, SportDiscus prostřednictvím placeného přístupu z FTVS UK z důvodu aktuálních informací. Dále byly využity jak tištěné, tak elektronické monografie, učebnice, odborná periodika a diplomové práce z knihovny FTVS UK a Státní vědecké knihovny města Plzně.

Druhá část práce zahrnuje experiment, který je zaměřen na sledování skupiny 5 cyklistů, u kterých srovnáváme aktivaci svalových skupin ramenního pletence pomocí povrchové EMG během jízdy na cyklistickém ergometru při 3 různých pozicích úchopu řídítek.

Testování probandů probíhalo v jeden den i jedné laboratoři. Vybavení se tak neměnilo. Komunikace s účastníky studie během měření byla omezena pouze na povely od osoby provádějící měření s cílem v maximální možné míře eliminovat zevní rušivé podněty.

Experiment byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze (příloha č. 1).

4.1 Výzkumný soubor

Výzkumu se zúčastnilo 5 probandů, bez ohledu na pohlaví (4 muži, 1 žena) ve věku 21-27 let. Společným jmenovatelem pro všechny probandy byla pravidelná jízda na kole. Výběr probandů byl záměrný. Všichni probandi museli pravidelně jezdit na kole a musely splňovat další níže uvedené zdravotní a sportovní podmínky.

Zdravotní podmínky: absence předchozího úrazu horních končetin nebo krční páteře, absence vrozených či získaných abnormalit horních končetin, poruchy nervosvalového přenosu a svalové dráždivosti, absence srdečních problémů, problémy s krevním tlakem, dechové problémy, astma, závrať, anémie, mdloby, bolestivost kloubů, zvonění v uších či jiné život ohrožující onemocnění.

Sportovní podmínky: pravidelné provozování cyklistiky. Detailní informace o provozování cyklistiky každého probanda jsou uvedeny v tabulce č. 1.

Tabulka č.1 Dotazník

	1	2	3	4	5
Věk	26	27	22	22	21
Frekvence jízdy na kole	Jaro – podzim 2x týdně	Jaro – podzim 1x týdně	Jaro – podzim 1x týdně	Jaro – podzim 6x týdně	Jaro – podzim 3x týdně
Nejčastější úchop řídítek	Horní	Brzdy	Horní	Horní	Brzdy
Lokalizace bolesti při jízdě	Šije, Bedra, Levé rameno	Dolní krční páteř	neudává	Levé koleno, Th páteř, bederní oblast	Krční páteř
Doba nástupu bolesti	Delší jízda – kolem 2 hodin	Delší jízda – kolem 2 hodin	neudává	Po půl hodině jízdy, ale i dříve	Po celodenní vyjížďce na kole
Čas strávený sportem/týden	10-12 hodin týdně	4-6 hodin týdně	4-6 hodin týdně	14-16 hodin týdně	8-10 hodin týdně

Účastníkům studie bylo před absolvováním měření doporučeno, aby nevystavovali přílišnému zatížení horní končetiny a nekonzumovali alkohol, či jiné návykové látky, které by vedly ke zkreslení výsledků měření. Před vlastním měřením byly účastníci studie znovu ústně dotázáni, zda dodrželi výše uvedená doporučení.

Následně byli informováni o plánovém průběhu studie, seznámeni s vybavením laboratoře a byl jim předložen informovaný souhlas k podpisu, který umožňuje využití výsledků měření k dalšímu zpracování v rámci diplomové práce.

4.2 Popis přístrojového vybavení

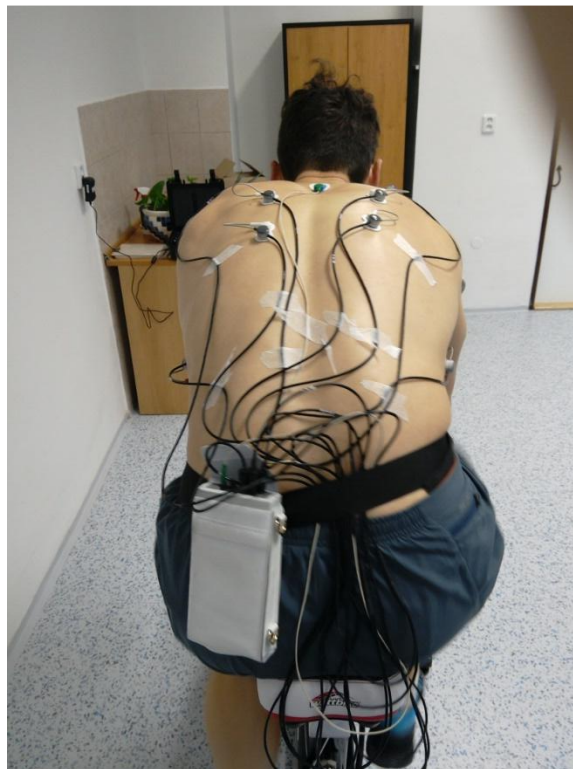
Pro pořízení elektromyografického záznamu byl použit přístroj Telemyo Mini 6 firmy Noraxon Inc. USA. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 1500Hz, pásmová propustnost na 5-500Hz. Dále byla použita kamera Canon MVX300 a notebook.

4.3 Lokalizace a aplikace elektrod na kůži

Snímání aktivity jednotlivých svalových skupin jsme prováděli pomocí bipolárních povrchových elektrod. Jako elektrody byly použity jednorázové samolepící Ag/AgCl

(stříbro/chlorid stříbrný) elektrody od firmy Noraxon s vodivým gelem na svém povrchu. Adhesivní plocha měla průměr 3,8 cm, z toho vodivá plocha měla průměr 1 cm.

Elektrody jsme přiložili na dobře očištěnou a odmaštěnou kůži lihobenzinem, tak aby impedance byla co nejnižší. Elektrody jsme nalepili na sledované svaly vždy bilaterálně. Sledované svaly byly: m.trapezius superior (sup), medius (med) a inferior (inf) vlákna a m.serratus anterior (ser.ant.). Umístění elektrod na sledovaném svalu bylo ve středu svalového bříška, přičemž elektrody byly přilepené paralelně s průběhem svalových vláken, vždy na dominantních vláknech svalů. Elektrody byly vždy co nejdál od sebe, ale na hlavních bříškách měřených svalů. Interelektrodová vzdálenost byla zachována překrytím jednotlivých kruhových přelepek o cca 1/3 jejich průměru. Zemní elektroda byla umístěna na processus spinosus C7. Kable vedoucí od elektrod k vlastnímu přístroji byly připevněny náplastí k pokožce probanda tak, aby během pohybu probanda nedocházelo pokud možno k jejich doteku a křížení a zároveň nesměly omezovat probanda v pohybu. Před vlastním měřením byl proveden test na správnost lokalizace elektrod u každého probanda.



Obrázek 4 Rozmístění elektrod

4.4 Wattbike

Ergometr značky Wattbike imituje jízdu na kole. Odpor šlapání je zde utvářen vzduchovou brzdou se setrvačником a sekundární magnetickou brzdou, využívající se jen při velmi vysokých zátěžích, které tak imitují prudké stoupání. Wattbike má 10 stupňů odporu vzduchové brzdy a 7 stupňů odporů magnetické brzdy. Díky nim imituje širokého spektrum převodů 39-56×12-20. Maximální možný odpor ergometru Wattbike Pro je maximální odpor na úrovni 3760 W. Tento ergometr je určen pro testování dráhařů a sprinterů.

Konstrukce ergometru dokáže svému uživateli připravit identickou pozici, jako na kole. Nastavitelná je výška a předozadní pozice sedla, stejně jsou nastavitelné řídítka. Ta jsou navíc propojena s hrazdou a volitelnými triatlonovými opěrkami a následně potažena pryžovou vrstvou s výstupky, imitující vršek brzdových pák.

Součástí Wattbiku je počítač spojený s tenzometrickým senzorem výkonu umístěným u středu na řetězu, umožňujícím přesné měření výkonu s chybou do 2% a umožňuje velmi detailní analýzu výkonu. Nabízí možnost měřit parametry, jako jsou watt, kadence, rychlost, tepová frekvence a mnohé další. Navíc poskytuje grafickou a numerickou informaci o technice šlapání, kterou je možné sledovat přímo v průběhu tréninku na displeji.

4.5 Provedení experimentu

Měření se uskutečnilo v průběhu jednoho dne na půdě katedry Fyzioterapie na FTVS UK. Technické vybavení laboratoře se v průběhu měření neměnilo. Příprava na experiment začala v 8 hodin dopoledne a první proband se dostavil v 9 hodin. Měření prvního probanda trvalo 1,5 hodiny, ostatních již jen 45 minut. V rámci jednoho měření byl přítomen jeden proband. Postup měření začínal seznámením probandů s vybavením laboratoře a průběhem měření. Jako první byla odebrána anamnestická data a současně byli probandi požádáni o vyplnění krátkého dotazníku jízdy na kole (viz tabulka č. 1). Následně si každý proband vylosoval pořadí úchopů řídítek. Přímému měření ještě předcházelo očištění kůže lihobenzínem, na místech přilepení elektrod, pro snížení impedance a zlepšení kontaktu mezi elektrodami a kůží. Na připravenou kůži jsme nalepili povrchové bipolární elektrody v místě vybraných svalů, jak je uvedeno výše. Snímací a

zemní elektrody byly připojeny k vysílači (přístroji Telemetry 16 od firmy Neurodata), který byl upevněn opaskem na pás probanda, tak aby co nejméně omezoval pohyblivost. Kabele vedoucí od elektrod k vysílači byly přelepeny lepící páskou na tělo probanda, aby se zamezilo vzniku rušivých elementů a nevadily probandovi při experimentu.

V úvodu samotného měření bylo provedeno vyšetření maximální volní kontrakce (MVC) pro všechny měřené svaly dle definovaných pozic funkčního svalového testu (Janda 2004). Každý z probandů byl vyzván k maximální kontrakci proti odporu, a to 3x za sebou. Maximální kontrakce trvala 10 s a mezi jednotlivými maximálními kontrakcemi byly 2 minuty pauzy.

Měření pokračovalo na cyklistickém ergometru, který si každý proband přizpůsobil sám. Těsně před rozjezdem jsme každému probandovi doporučili, aby se soustředil na jízdu a vyvaroval se jakýchkoli nadbytečných pohybů aby se zabránilo vzniku rušivých elementů na záznamu. Další komunikace s měřeným účastníkem studie byla omezena pouze na povely od osoby provádějící měření s cílem v maximální možné míře eliminovat zevní rušivé podněty. Řídítka proband uchopil podle předem vylosovaného pořadí úchopů a definované pozice. Poté se proband rozjel na ergometru a byla mu snímána aktivita svalů fixátorů lopatek se synchronně pořízeným videozáznamem. Každý proband jel 3 minuty s jedním úchopem. Kadence šlapání byla 90 šlapů/min. při výkonu 300 wattů. To odpovídalo 5 stupni odporu vzduchové brzdy (proband č.1 400 wattů, stupeň odporu 7). Tyto hodnoty ukazoval displej ergometru a každý proband podle nich korigoval šlapání. Mezi jednotlivými měřeními byla 10 minutová pauza pro zotavení. K celkovému hodnocení bylo použito všech 5 EMG záznamů.

4.5.1 Zjištění maximální volní kontrakce

Pro zjištění maximální volní kontrakce (MVC) byl použit svalový test dle Jandy, během kterého byl probandům kladen maximální odpor proti definovanému pohybu při současném elektromyografickém monitoringu elektrické aktivity svalu. Všichni probandi měli totožné podmínky při provedení testu. Každý testovaný sval byl snímán celkem třikrát po dobu 5 vteřin pro dosažení co nejkvalitnější aktivace, přičemž mezi jednotlivými měřeními byly 30s přestávky (Pavlů, 2012). Ze získaného záznamu byly vybrány tři nejvyšší hodnoty, které se následně zprůměrovaly a tím se dosáhlo průměrné amplitudy MVC, tedy referenční hodnoty. Absolutní hodnota MVC byla určena jako

100 % možné aktivity svalu. Naměřené hodnoty byly normalizovány, tj. vztaženy k MVC a vyjádřeny v procentech MVC.

Testování MVC m.trapezius střední vlákna

Základním pohybem středních vláken m.trapezius je addukce. MVC se testuje v leže na břiše oboustranně s pažemi podél těla. Hlava spočívá na bradě, uvolní se tak horní vlákna m.trapezius. Při pohybu musí zůstat trup v klidu. Pohyb provází lopatka. Odpor je kladen za vertebrální úhel lopatky bilaterálně. V ramenním pohybu nedochází k pohybu(Janda, 2004).

Testování MVC m.trapezius vzestupná vlákna

Základním pohybem vzestupných vláken m.trapezius je addukce a kaudální posunutí lopatky. Testovaná pozice je v leže na břiše. Testovaná paže je vzpažena s vnitřní rotací a v prodloužení vzestupných vláken m.trapezius. Odpor je kladen za spodní úhel lopatky(Janda, 2004).

Testování MVC m.trapezius sestupná vlákna

Základním pohybem sestupných vláken m.trapezius je elevace. Testovaná pozice je v sedě. Odpor je kladen proti elevujícím se ramenům bilaterálně na akromion a klíček (Janda, 2004).

Testování MVC m.serratus anterior

Základním pohybem m.serratus anterior je abdukce lopatky s lehkou rotací. Testovaná poloha je v leže na zádech. Odpor je kladen proti sunu paže vzhůru o loket proti pohybu (Janda, 2004).

4.6 Metody měření

4.6.1 Výchozí poloha

Počáteční poloha probanda pro měření byla v sedě na cyklistickém ergometru. Ergometr si každý proband nastavil podle svého uvážení do nejvíce vyhovující polohy. Nohy byly uchyceny v klipsnách. Rozdílná výchozí poloha byla pak mezi probandy v držení řídítek, které si každý před jízdou vylosoval. Byl to jeden z těchto třech úchopů: horní (H), za brzdy (B) a dolní (D).



Obrázek 4 Horní úchop (H)



Obrázek 5 Úchop za brzdy (B)



Obrázek 6 Dolní úchop (D)

4.7 Zpracování získaných dat

Vyhodnocení a zpracování získaných dat bylo provedeno pomocí softwaru MyoResearch XP Master Edition 1. 08. 27 firmy NORAXON. Tento program umožňuje synchronizované

prohlížení získaného signálu z EMG a videonahrávku. Při vyhodnocení tedy byla vizuální kontrola.

Maximální volní kontrakce (MVC) byla hodnocena z 3 maximálních kontrakcí 10s ustáleného EMG signálu z každého 30s měření. Záznam byl následně zpracován softwarem pomocí funkce Average activation. Tím vznikla průměrná hodnota (mean) výsledné MVC každého měřeného svalu.

Naměřená EMG data získaná z jízdy na ergometru byla rektifikována a následně vyhlazena. Poté jsem přešel k analýze a zpracování záznamu pro hodnocení svalové ko-kontrakce a únavy.

4.7.1 Ko-kontrakční stupeň

K hodnocení ko-kontrakce byly vybrány svaly ze smyčky pro depresi a elevaci lopatky (m.trapezius sestupná vlákna a m.trapezius vzestupná vlákna), která při aktivaci jako celek přitlačuje lopatku k hrudníku, následkem čehož dojde k zpevnění ramenního pletence.

Při zpracování vlastních EMG záznamů dynamického pohybu jsem manuálně zvolil dva časové intervaly. Začátek a konec každého intervalu byl označen markerem. První interval byl zvolen na začátku záznamu mezi 1 až 60 vteřinou. Druhý na konci záznamu mezi 120 až 180 vteřinou. Záznam signálu mezi 60 a 120 vteřinou byl odebrán. Následně byla provedena analýza signálu, pomocí funkce standard amplitude v programu MyoResearch. Získal jsem průměrnou amplitudu (mean) z těchto dvou sledovaných úseků EMG záznamu v jednotkách μV . Průměrná amplituda byla porovnána s MVC ve vztahu mean/MVC a vynásobena 100 pro získání procentuální práce svalu oproti maximální kontrakci (%MVC). Takto byly vyhodnoceny všechny snímané svaly a následně byly vůči sobě porovnány ve smyslu ko-kontrakčního stupně (CI), tedy m.trapezius - sestupná vlákna/m.trapezius vzestupná vlákna za pomoci vzorce pro výpočet ko-kontrakčního stupně (CI) dle Rudolpha (viz.kapitola 2.3.8.).

4.7.2 Frequency fatigue report

Detekci svalové únavy doporučuje De Luca (1997) určit podle poklesu střední hodnoty frekvence. Při zpracování jsem vlastní EMG záznamy dynamického pohybu rozdělil na 9 časových intervalů o trvání 20s. První interval začal na 1 vteřině a skončil na 20

vteřině záznamu. Poslední interval začal na 160 vteřině a skončil na 180 vteřině záznamu. Fourierovou transformací těchto intervalů jsem získal 9 jdoucích po sobě středních hodnot frekvence sledovaného svalu. Získané hodnoty jsem normalizoval k hodnotě průměrné hodnoty frekvence prvního intervalu. Srovnání procentuálních hodnot mezi po sobě jdoucími úseky pak ukázalo, zda při měření došlo k procentuálnímu poklesu nebo nárůstu středních hodnot frekvence. Pro detekci svalové únavy musí být procentuální pokles mezi prvním a posledním hodnoceným úsekem alespoň 50% (De Luca, 1997; Edwards, 1981; Pánek, 2009).

5 Výsledky

5.1 Hodnocení svalové aktivity

Ve studii byl hodnocen rozdíl elektrické aktivity vybraných svalů mezi výše zmíněnými úchopy, mezi horními a dolními fixátory a mezi pravou a levou stranou. Měřené svaly byly: M.trapezius superior = m.trap.sup., m.trapezius medius vlákna = m.trap.med., m.trapezius inferior = m.trap.inf., m.serratus anterior = m.ser.ant..

K hodnocení aktivity svalů byl použit parametr průměrná amplituda celého záznamu jízdy na kole. Naměřené absolutní hodnoty elektrické aktivity svalů byly vztaženy k MVC a vyjádřeny v %MVC. V tabulce č.2 jsou uvedeny normalizované hodnoty průměrné amplitudy pro všechny hodnocené svaly v procentech(%).

Tabulka č. 2 Normalizované hodnoty průměrné amplitudy měřených úchopů a svalů

Proband	Úchop	m.tr.sup.%	m.tr.med.	m.tr.inf.%	m.ser.an%	rozdíl%
1	Brzdy	2,99	2,55	8,85	6,23	9,54
	Horní	2,7	2,74	7,25	6,61	8,42
	Dolní	2,59	2,51	6,69	6,54	8,13
2	Brzdy	3,99	2,91	8,29	19,66	21,05
	Horní	3,43	2,84	8,18	12,19	14,1
	Dolní	5,49	3,65	8,05	24,78	23,69
3	Brzdy	9,75	9,89	16,3	10,96	7,62
	Horní	17,88	13,49	23,53	11,2	3,36
	Dolní	21,07	16,35	42,03	20,35	24,96
4	Brzdy	10,06	6,55	17,25	11,56	12,2
	Horní	9,86	7,11	11,62	15,51	10,16
	Dolní	9,09	7,16	15,25	12,36	11,36
5	Brzdy	8,41	6,09	10,93	13,74	10,17
	Horní	4,92	5,74	10,29	9,65	9,28
	Dolní	3,65	5,01	11,64	13,07	16,05

Měřené svaly: m.trapezius sestupná vlákna (m.tr.sup.), m.trapezius střední vlákna (m.tr.med.), m.trapezius vzestupná vlákna (m.tr.inf.), m.serratus anterior (m.ser.an.), hodnoty jsou uvedeny v %MVC

Na první pohled lze pozorovat tendenci k nižší aktivitě horních fixátorů a vyšší aktivitě dolních fixátorů lopatek u všech úchopů. Při úchopu za brzdy byla průměrná aktivita horních fixátorů lopatek 6,13%MVC nejnižší z úchopů. Nejvyšší aktivitu dolních fixátorů lopatek vykázal dolní úchop 16,07%MVC. Rozdíly mezi aktivitou horních fixátorů lopatek u rozdílných úchopů se pohybovala mezi 0,94%MVC až 1,52%MVC. U dolních fixátorů byl tento rozdíl větší. Pohyboval se mezi 3,77%MVC až 4,47%MVC.

5.2 Hodnocení ko-kontrakčního indexu

K hodnocení ko-kontrakce byly vybrány svaly za horní fixátory lopatek m.trapezius sestupná vlákna a za dolní fixátory m.trapezius vzestupná vlákna, kteří spolu spolupracují při elevaci a depresi lopatky. Hodnotila se míra současné aktivace těchto dvou svalů na začátku(CCI-z) a na konci měření(CCI-k). Tyto hodnoty jsou zobrazeny v tabulce 3, společně s rozdílem ko-kontrakčních indexů, který ukazuje o kolik se zvýšil ko-kontrakční index mezi začátkem měření a jeho koncem. Tyto hodnoty jsou uvedeny u všech probandů a měřených úchopů. K výpočtu byl použit vzorec pro ko-kontrakční index (CI) dle Rudolpha.

Tabulka 2 Ko-kontrakční indexu všech probandů pro jednotlivé typy úchopů

Proband	Úchop	CCI-z	CCI-k	Rozdíl CCI
1	Brzdy	3,3	4,6	1,3
	Horní	3,1	4,3	1,2
	Dolní	3,1	4,1	1,0
2	Brzdy	5,3	6,6	1,3
	Horní	4,4	5,4	1,1
	Dolní	7,9	10,8	2,9
3	Brzdy	8,6	23,1	14,5
	Horní	21,5	43,0	21,5
	Dolní	19,0	48,5	29,5
4	Brzdy	14,7	17,2	2,5
	Horní	17,1	19,6	2,5
	Dolní	15,2	16,7	1,5
5	Brzdy	13,0	16,8	3,8
	Horní	4,3	10,5	6,2
	Dolní	3,8	5,8	2,0

Typy úchopu: Brzdy, Horní, Dolní, Ko-kontrakční index na začátku (CCI-z) a ko-kontrakční index na konci měření (CCI-k). CCIk-CCIz dává ko-kontrakční rozdíl hodnocený individuálně pro potvrzení Hypotézy č. 2

V souhrnném hodnocení na začátku i konci měření jsem naměřil nejvyšší ko-kontrakční index u probandů č.1 a 5 při úchopu za brzdy, u probandů č.2 a 3 při úchopu dolním a u probanda č.4 při horním úchopu. Největší nárůst ko-kontrakčního indexu byl zaznamenán u probandů č.2 a 3 při dolním úchopu, u probanda č.1 a 4 při úchopu za brzdy (proband č.4 také horní úchop) a u probanda č.5 při horním úchopu. Výsledky ukazují na tendenci větší spolupráce horních a dolních fixátorů lopatek při dolním úchopu a úchopu za brzdy. Hůře spolupracují svaly při horním úchopu. Dalším trendem je nárůst ko-kontrakčního indexu a tedy svalové spolupráce s časem.

Rozepsané hodnoty ko-kontrakčního indexu u jednotlivých probandů i s grafickým znázorněním jsou v příloze č.5.

5.3 Hodnocení svalové únavy

Nástup svalové únavy jsme definovali jako pokles střední hodnoty frekvence výkonového spektra EMG signálu o 50% oproti hodnotě frekvence na začátku každého měření. Tomuto poklesu neodpovídala žádná naměřená hodnota, protože se pokles pohyboval od 0,2% do 36,79%.

Pokles střední hodnoty frekvence se objevil u 31 případů ze 120 měřených. Nejvíce pokles vykazoval m.trapezius sestupná vlákna (13x, dále m.trapezius vzestupná vlákna (9x), m.serratus anterior (7x) a m.trapezius střední vlákna (2x). Větší pokles střední frekvence u měřených probandů měla pravá strana (19x) oproti levé (12x). Podle počtu svalů byl pokles střední frekvence na horních fixátorech v 15 případech a na dolních v 16 případech.

Největší pokles střední hodnoty frekvence jsem zaznamenal u 3 probandů při úchopu za brzdy a u 2 probandů při dolním úchopu. Přestože nelze z výsledků vyvozovat žádné závěry, výsledky ukazují na tendenci k únavě spíše u sestupných vláken m.trapezius. V následujících tabulkách jsou zaznamenány naměřené svaly, u kterých došlo k poklesu střední hodnoty frekvence. U ostatních svalů se střední hodnota frekvence zvýšila.

Tabulka 3 Pokles střední frekvence u Probanda č.1

Úchop	Sval	Zač.měř	Konec.měř.	Pokles %	Pokles Hz
Brzdy	m.trap.sup.sin	51,3Hz	38 Hz	25,92 %	13,3 Hz
	m.trap.sup.dex	105 Hz	77,3Hz	26,38 %	27,7 Hz
Horní	m.trap.sup.sin	72,2 Hz	61 Hz	15,51 %	11,2 Hz
	m.trap.sup.dex	102 Hz	79,2 Hz	22,35 %	22,8 Hz
Dolní	m.trap.sup.sin	49,8 Hz	43 Hz	13,65 %	6,8 Hz
	m.trap.sup.dex	96,3 Hz	91,7 Hz	4,77 %	4,6 Hz
	m.trap.inf.dex	163Hz	87,4Hz	46,3%	75,6Hz

U probanda č.1 byl pokles střední hodnoty frekvence vyjma spodního úchopu, kde byl zaznamenán pokles u m.trapezius inferior, záležitostí m.trapezius superior. Největší pokles byl zaznamenán při úchopu za brzdy. Zde byl pokles na pravé straně o 26,38%(největší pokles u probanda), na levo pak 25,92%. Průměrně oba svaly poklesly o 26,15%. Druhý největší pokles byl u horního úchopu o 18,93% a u spodního o 9,21%. U horního úchopu byl větší pokles frekvence v pravo o 6,84% oproti levé straně. Také u úchopu za brzdy byl větší pokles frekvence v pravo, ale pouze o 0,46%. U Spodního úchopu byl větší pokles na levé straně o 8,88%. Průměrný pokles u horních fixátorů byl o 18,09% a u dolních fixátorů o 46,3% (pouze jeden sval).

Tabulka 10 pokles střední frekvence u Probanda č.2

Úchop	Sval	Zač.měř.	Konec.měř.	Pokles %	Pokles Hz
Horní	m.trap.sup.dex	78,1Hz	76,4Hz	2,17 %	1,7 Hz
Dolní	m.trap.sup.dex	62,2Hz	58,9Hz	5,3 %	3,3 Hz
	m.trap.med.sin	80,3Hz	77Hz	4,1 %	3,3Hz
	m.trap.inf.sin	49,5Hz	49,4Hz	0,2 %	0,1Hz
	m.ser.ant.sin	61Hz	60,5Hz	0,81 %	0,5Hz
	m.ser.ant.dex	68,8Hz	65,6Hz	4,65 %	3,2 Hz
Brzdy	m.trap.inf.dex	84,9Hz	79Hz	6,94%	5,9Hz

U Probanda č.2 poklesla střední frekvence u 5 z 8 měřených svalů při spodním úchopu. U zbylých dvou úchopů poklesla vždy u jednoho svalu a to na pravé straně. Procentuální průměr poklesu frekvence byl 4,76% v pravo a 1,7% v levo. Poměr svalů, které vykázaly pokles frekvence byl 4:3 pro pravou stranu. Průměrný pokles horních fixátorů byl o 3,85% a u dolních o 3,15%. Největší pokles zaznamenal m.trapezius inferior dexter (o 6,94%) při úchopu za brzdy.

Tabulka 4 Pokles střední frekvence u Probanda č.3

Úchop	Sval	Zač.měř.	Konec.měř.	Pokles %	Pokles Hz
Brzdy	m.trap.med.dex	55,6Hz	46Hz	17,2%	9,6Hz
	m.trap.inf.sin	41,4Hz	35,1Hz	15,21%	6,3Hz
	m.trap.inf.dex	92,4Hz	58,4Hz	36,79%	34Hz
	m.ser.ant.sin	33,1Hz	31,1Hz	6,04%	2Hz
	m.ser.ant.dex	55,9Hz	52Hz	6,97%	3,9Hz
Horní	m.trap.sup.dex	43,3Hz	36,2Hz	16,39%	7,1Hz
	m.ser.ant.sin	32,7Hz	27,8Hz	14,98%	4,9Hz
	m.ser.ant.dex	50Hz	46,3Hz	7,4%	3,7Hz

Proband č.3 vykázal pokles střední frekvence u 8 svalů. 5 svalů bylo pravostraných a 3 levostrané. Horní fixátory vykázaly pokles frekvence u 2 svalů, dolní fixátory u 6 svalů.

U m.trapezius vzestupná vlákna na pravo při úchopu za brzdy, byl naměřen největší procentuální pokles střední frekvence z celého měření (pokles o 36,79%). Na pravé straně byl průměrný procentuální pokles frekvence o 16,95% a na levé o 12,07%. Průměrný procentuální pokles horních fixátorů byl o 16,79% a u dolních o 14,56%. Pokles střední frekvence nebyl zaznamenán u dolního úchopu.

Tabulka 5 Pokles střední frekvence u Probanda č.4

Úchop	Sval	Zač.měř.	Konec.měř.	Pokles %	Pokles Hz
Brzdy	m.trap.inf.sin	52,3Hz	50,4Hz	3,63 %	1,9Hz
Dolní	m.trap.sup.sin	63,2Hz	55,9Hz	11,55 %	7,3Hz
	m.trap.sup.dex	55,1Hz	47,2Hz	14,3 %	7,9 Hz

Proband č.4 vykázal nejnižší pokles střední frekvence ze všech probandů jak procentuální, tak do počtu svalů. Pokles zde byl zaznamenán u m.trapezius sestupná vlákna při dolním úchopu bilaterálně. Větší pokles byl naměřen na pravé straně(11,55%L/14,3%P). Při úchopu za brzdy byl pokles u m.trapezius vzestupná vlákna na levé straně. Největšího poklesu střední frekvence bylo dosaženo u m.trapezius sestupná vlákna při dolním úchopu (pokles o 14,3%). Pokles střední frekvence nebyl zaznamenán u horního úchopu.

Tabulka 6 Pokles střední frekvence u Probanda č.5

Úchop	Sval	Zač.měř.	Konec.měř.	Pokles %	Pokles Hz
Brzdy	m.trap.sup.dex	71,4Hz	67Hz	6,16%	4,4Hz
	m.trap.inf.dex	56,8Hz	54,3Hz	4,4%	2,5Hz
Dolní	m.trap.sup.dex	75,7Hz	66,7Hz	11,88%	9Hz
	m.trap.inf.sin	56,2Hz	50,2Hz	10,67%	6Hz
	m.trap.inf.dex	51,8Hz	50,5Hz	2,5%	1,3Hz
	m.ser.ant.dex	57,8Hz	46,4Hz	19,72%	11,4Hz

U probanda č.5 byl zaznamenán pokles frekvence u 6 svalů, z toho 5 bylo na pravé straně. Horní úchop nevykázal žádný pokles střední hodnoty frekvence. Horní fixátory vykázaly pokles frekvence ve 2 případech a dolní ve 4 případech. Největšího poklesu

střední frekvence bylo dosaženo u dolního úchopu řídítek u m.serratus anterior dex.(pokles o 19,72%). Pokles střední frekvence nebyl zaznamenán u horního úchopu.

5.4 Výsledky souhrn

Výsledky měření svalové aktivity popisují hodnoty nižší aktivity horních a vyšší dolních fixátorů lopatek při úchopu za brzdy a dolním úchopu.

Výsledky měření ko-kontrakčního indexu popisují hodnoty u kterých měli 2 probandi nejvyšší ko-kontrakční index na začátku i konci měření u úchopu za brzdy a druzí 2 probandi u dolního úchopu. Největší nárůst ko-kontrakčního indexu od začátku do konce měření byl taktéž zaznamenán u 2 probandů při úchopu za brzdy a 2 probandů při úchopu dolním. Výsledky tak popisují trend většího ko-kontrakčního indexu při úchopu za brzdy a dolním úchopu. Dalším trendem je nárůst ko-kontrakčního indexu s časem.

Výsledky měření poklesu střední hodnoty frekvence popisují pokles při úchopu za brzdy v 11 případech, při horním úchopu ve 3 případech a při dolním úchopu ve 14 případech. Dále popisují pokles střední hodnoty u horních fixátorů v 15 případech a u dolních fixátorů v 16 případech. U laterality popisují pokles střední frekvence na pravé straně v 19 případech a na levé straně v 12 případech.

6 Diskuze

Současná literatura (Si-hyun Kim, 2014; Calatayud, 2014; Maenhout, 2016) nejčastěji zkoumá, aktivaci horních a dolních fixátorů lopatek při různých činnostech. Minimum studií však zkoumá zapojení fixátorů při rozdílném úchopu za řídítka. Bohužel jednoznačné závěry z literatury nevyplývají, protože se jedná o velmi širokou oblast bádání a každá z vědeckých skupin se zaměřuje na využití rozdílných výchozích parametrů pro testování stabilizace lopatek.

Jako nejvhodnější testovací manévr pro stabilitu horního trupu u cyklistů popsal Asplund s kolektivem (2010) „plank test“ (test prkna). Pozice prkna je výchozí pozicí pro klik, u kterého se též názory na zapojení horních a dolních fixátorů liší. Nejčastěji je testováno zapojení fixátorů při rozdílné vzdálenosti paží (úzká, střední a široká база) (Cogley et al., 2005), či rozdílná aktivace svalů při kliku na nestabilní ploše (Kalantari et al., 2012).

V naší studii bylo zkoumáno, zda lze pomocí změny úchopu ovlivnit zapojení svalů ovlivňující postavení lopatky na hrudníku (Hypotéza č. 1). Tato hypotéza vychází z předpokladu, že v důsledku stereotypně se opakujících pohybů, jsou některé svaly aktivnější než jiné, přestože se jedná o dynamickou stabilizaci za cyklického pohybu.

Předmětem zkoumání byla dynamická stabilizace lopatek při jízdě na kole. Při této činnosti velmi často dochází ke vzniku svalového přetížení a následné bolesti v oblasti ramen, horní hrudní páteře a krku. Změna úchopu řídítek mění tahy působící na ramenní kloub a lopatku, mění se zde i směr aproximace do glenohumerálního kloubu. Tyto výše popsané faktory by měly vyústit ve změnu napětí dynamických stabilizátorů lopatek, což má dle Asplunda (2010) zásadní vliv na zvýšení výkonnosti cyklisty. Dle studie vedené Kalantari et al.(2012) však vliv stabilizátorů lopatek na výkonnost prokázána nebyla.

Hypotézu č. 1 (při úchopu za brzdy dosáhnou dolní fixátory lopatek nejvyšší aktivace a horní fixátory lopatek nejnižší) můžeme z námi naměřených dat potvrdit pouze částečně.

Ideální pozice dle Kračmara (2005) pro držení řídítek je taková, při které dochází k největší aktivaci dolních fixátorů lopatek (stabilita horního trupu) a nejmenší aktivaci horních fixátorů (přetěžování krční páteře). Dle našich výsledků není bohužel žádný z úchopů ideálním řešením. Největší aktivace dolních fixátorů dosáhneme při spodním úchopu. Avšak, vzhledem k celkové pozici jedince, není tato pozice optimální pro krční páteř, jež je nucena k nefyziologickému hyperextenčnímu postavení. Celkově nejnižší aktivitu horních fixátorů lopatek jsme ozřejmili při úchopu za brzdy. Vzhledem k tomu, že při této pozici současně dochází k vyšší aktivitě na dolních fixátorech lopatky, shodují se naše závěry s tvrzením Kračmara (2005), který úchop za brzdy doporučuje jako nejvhodnější.

Hypotéza č. 2 (při úchopu za brzdy dosáhnou sestupná a vzestupná vlákna m.trapezius vyššího ko-kontrakčního stupně oproti ostatním úchopům) řeší dílčí otázku dynamické stabilizace lopatek v rámci jednotlivých úchopů. Jednoznačné tvrzení nejvhodnějšího úchopu pro ko-kontrakci mezi vlákny m. trapezius superior a inferior vyslovit nelze, neboť nacházíme inter-individuální rozdíly. Nicméně, s narůstajícím časem dochází k nárůstu kokontrakčního indexu u všech probandů při všech způsobech držení řídítek. Což se shoduje s názorem, že dlouhodobá práce antagonistů vede k jejich vzájemně

lepší spolupráci (Billaut et al., 2005). Z toho vyplývá, že pro výhodnější zapojení dolních fixátorů lopatek není důležitý způsob úchopu, ale délka vzájemné spolupráce. Oproti tomu Wilber et al.(1995) a Weiss (1985) prezentují výsledky, jež poukazují na nárůst dysbalancí při prodloužené zátěži.

Hypotéza č. 3 (při horním držení budou fixátory lopatek vykazovat nejvyšší nárůst únavy) se nepotvrzuje. V rámci naší studie se na EMG potvrzuje tento způsob úchopu jako nejvíce vyčerpávající u dolního úchopu a úchopu za brzdy, přestože výsledné hodnoty nedosahují hodnot svalové únavy, která by dle De Lucy (1997) měla dosahovat alespoň 50% poklesu střední hodnoty frekvence. Námi naměřené hodnoty dosahují pokles střední hodnoty frekvence maximálně 36,79% u m.trapezius inferior dexter. To by mohlo ukazovat na vyšší unavitelnost tohoto svalu, který je dle Jandy (2001) oproti m.trapezius superior méně aktivován a rychleji unavitelný. Tato domněnka by ovšem měla být podložena dalšími výsledky měření, protože v tomto případě se jedná pouze o jeden sval. Příčinou nevýrazných výsledných hodnot může být krátká doba testování, či nízký stupeň zátěže. Hodnocení únavy pomocí „poklesu střední frekvence“ je často diskutovaným problémem ve vědeckých studiích. Dle Latashiho (2008) nelze z poklesu středních hodnot frekvence prokázat únavu, protože se hodnoty frekvence v průběhu času nemění, byť dochází ke snížení výkonu. Pánek (2009) také doplňuje, že pro výsledné zhodnocení svalové únavy je vhodné doplnit povrchové EMG i dalšími klinickými parametry (např.: laktát).

Naše výsledky se shodují s tvrzením Alizadehkhayata (2011), kde posuzovali aktivaci ramenních svalů při uchopovacích úkolech. Na svalech byl zaznamenán nárůst amplitudy, ale nebyl zaznamenán pokles mediánové frekvence. Výsledkem tedy bylo, že při uchopování se ramenní svaly aktivují, ale neunaví se. K stejným výsledkům došel ve své studii Sporrang (1996). Latasa (2016) ve své práci dospěl k závěru, že není možné určit nástup nervosvalové únavy během kumulativní cyklické zkoušky zkoumáním spektrálních ukazatelů.

Podstatnou roli ve výsledcích hraje i samotná volba byciklového ergometru použitého pro experiment, proto lze očekávat u jiného ergometru odlišné výsledky. S každou novou generací jízdních kol přichází další modifikace, které vedou ke zvýšení výkonu cyklisty. Nedostatky wattbiku: nenaklání se do strany při šlapání, takže stabilizátory

lopátky, které se při šlapání na běžném kole musí pracovat na plný výkon se zde aktivují minimálně.

7 Závěr

Jízda na kole je ve větších časových dávkách a intenzitě značně ovlivňuje zatížení svalového aparátu a podporuje tak vznik svalových dysbalancí, případně po delší době jízdy i svalovou bolest na celém pohybovém aparátu. V této studii jsem se zabýval pouze horními a dolními fixátory lopatek a ovlivněním jejich zapojení pomocí změny úchopu řídítek.

Výsledky studie ukazují, že je možné ovlivnit aktivitu těchto svalů různým úchopem řídítek. Výsledky také popisují, že stupeň svalové aktivity horních fixátorů lopatek, a stupeň aktivity dolních fixátorů lopatek se mění při úchopu dolním a za brzdy a to tak, že aktivita horních fixátorů se snižuje a aktivita dolních fixátorů se zvyšuje. Při těchto dvou úchopech dále můžeme vysledovat z výsledků trend k vyššímu ko-kontrakčnímu indexu. Naše měření neukázalo dostatečný pokles střední hodnoty frekvence, proto zde nemůžeme určit jasný trend v nástupu svalové únavy.

Pro dosažení hodnotnějších výsledků bych doporučil zahrnout do výzkumu více probandů s rozdílnou výkonností i větším věkovým rozsahem. Dále by bylo velice účelné nechat probandy jet déle na ergometru, pro získání některých parametrů, které dosud nebylo možné z výsledků odečíst. A nakonec pro lepší zhodnocení zopakovat daný experiment vícekrát u jednoho probanda, aby se předešlo chybám v měření a eliminaci extrémních hodnot. Po zpracování do měření zmíněných nedostatků by bylo možné již hodnotnější výsledky navazujících studií využít pro návrhy na zlepšení ergonomie jízdy na kole, díky čemuž by se zvýšil jízdní komfort a zefektivnil přenos energie od cyklisty na kolo.

Navazující studie by mohly zmapovat postupně celkovou svalovou aktivitu cyklisty při jízdě na kole a pomohly by tak dosáhnout ideálu v souhře mezi cyklistou a jízdním kolem jak u sportovní jízdy tak u rekreačně rehabilitační.

8 Seznam použité literatury

1. ABT, John P., et al. Relationship between cycling mechanics and core stability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2007, 21.4: 1300-1304.
2. ADRIAN, Edgar D.; BRONK, Detlev W. The discharge of impulses in motor nerve fibres: Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *The Journal of physiology*, 1929, 67.2: i3.
3. ALIZADEHKHAIYAT, Omid, et al. Shoulder muscle activation and fatigue during a controlled forceful hand grip task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011, 21.3: 478-482.
4. AMBLER, Zdeněk. *Základy neurologie*. Galen, 2011.
5. ANDERSEN, Kjeld V.; BOVIM, Gunnar. Impotence and nerve entrapment in long distance amateur cyclists. *Acta Neurologica Scandinavica*, 1997, 95.4: 233-240.
6. ASPLUND, Chad; ROSS, Michael. Core stability and bicycling. *Current sports medicine reports*, 2010, 9.3: 155-160.
7. BAKER, JULIEN, et al. Handgrip contribution to lactate production and leg power during high-intensity exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 2002, 34.6: 1037-1040.
8. BALASUBRAMANIAN, V.; JAGANNATH, M.; ADALARASU, K. Muscle fatigue based evaluation of bicycle design. *Applied ergonomics*, 2014, 45.2: 339-345.
9. BALASUBRAMANIAN, V., Jayaraman, S., Exercise physiology: Surface EMG based muscle activity analysis for aerobic cyclist In *Special Section: Series of Fascia Congress Abstracts - Part 3 (pp. 73-92)*, Journal of Bodywork & Movement Therapies 2009 13(1):34-42, vydal Elsevier Ltd, ISSN:1360-8592,
10. BARTONÍČEK, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf. (2004). (256 s.) ISBN: 80-7345-017-8

11. BLAKE, OLLIE M.CHAMPOUX, YVAN,WAKELING, JAMES M.
Muscle Coordination Patterns for Efficient Cycling Medicine & Science in Sports & Exercise May2012, Vol. 44 Issue 5, p926 13p. ISSN:01959131
12. BRAITHWAITE IJ. Bilateral median nerve palsy in a cyclist. Br J Sports Med 1992; 26 (1): 260-1
13. BRANDSMA, J. Willem. Manual muscle strength testing and dynamometry for bilateral ulnar neuropraxia in a surgeon. *Journal of Hand Therapy*, 1995, 8.3: 191-194.
14. BILLAUT, François; BASSET, Fabien A.; FALGAIRETTE, Guy. Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. *Neuroscience letters*, 2005, 380.3: 265-269.
15. CALATAYUD, Joaquin, et al. Muscle activation during push-ups with different suspension training systems. *Journal of sports science & medicine*, 2014, 13.3: 502-510.
16. CAPITANI, Daniel; BEER, Serafin. Handlebar palsy—a compression syndrome of the deep terminal (motor) branch of the ulnar nerve in biking. *Journal of neurology*, 2002, 249.10: 1441-1445.
17. CAPPELLINI, Germana, et al. Motor patterns in human walking and running.*Journal of neurophysiology*, 2006, 95.6: 3426-3437.
18. COHEN, G. C. Cycling injuries. *Canadian Family Physician*, 1993, 39: 628.
19. ČÁPOVÁ, Jarmila. *Terapeutický koncept: bazální programy a podprogramy. 1. vyd. Ostrava: Repronis, 2008. 119 s. ISBN 978-80-7329-180-8.*
20. ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1. Druhé, upravené a doplněné vydání. *Praha, Grada, 2001.*
21. DAVIS, Brian L.; VAUGHAN, Christopher L. Phasic behavior of EMG signals during gait: use of multivariate statistics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1993, 3.1: 51-60.
22. DE LUCA, C. Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation., John Wiley & Sons, Inc.,2006,
DOI: 10.1002/0471732877.emd097

23. DE LUCA, Carlo J. Surface electromyography: Detection and recording. *DelSys Incorporated*, 2002, 10: 2011.
24. DE LUCA, Carlo J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 1997, 13: 135-163.
25. DICKERSON, Clark R.; BROOKHAM, Rebecca L.; CHOPP, Jaclyn N. The working shoulder: assessing demands, identifying risks, and promoting healthy occupational performance. *Physical Therapy Reviews*, 2011, 16.5: 310-320.
26. DOREL, Sylvain; COUTURIER, Antoine; HUG, François. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008, 18.5: 857-865.
27. DUC, S., et al. Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008, 18.1: 116-127.
28. DYLEVSKÝ, Ivan. *Obecná kineziologie*. Grada Publishing as, 2007.
29. ECKMAN, Paul B.; PERLSTEIN, George; ALTROCCHI, Paul H. Ulnar neuropathy in bicycle riders. *Archives of neurology*, 1975, 32.2: 130.
30. EDWARDS, Richard HT. Human muscle function and fatigue. *Human muscle fatigue: physiological mechanisms*, 1981, 1-18. -2
31. ENOKA, Roger M. *Neuromechanics of human movement*. Human kinetics, 2008.
32. ERDEMIR, Ahmet, et al. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical biomechanics*, 2007, 22.2: 131-154.
33. FARIA, Irvin E. Energy expenditure, aerodynamics and medical problems in cycling. *Sports Medicine*, 1992, 14.1: 43-63.
34. FARRELL, Kevin C.; REISINGER, Kim D.; TILLMAN, Mark D. Force and repetition in cycling: possible implications for iliotibial band friction syndrome. *The Knee*, 2003, 10.1: 103-109.
35. FRIGO, C.; SHIAVI, R. Applications in movement and gait analysis. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. 2004.

36. GRAPPE, F., et al. Effect of cycling position on ventilatory and metabolic variables. *International journal of sports medicine*, 1998, 19.05: 336-341.
37. HÄGG, G. M.; MELIN, B.; KADEFORS, R. Applications in ergonomics. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-invasive Applications*, 2004, 343-63.
38. HANKEY, GRAEME J.; GUBBAY, SASSON S. Compressive mononeuropathy of the deep palmar branch of the ulnar nerve in cyclists. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 1988, 51.12: 1588-1590.
39. HERMENS, Hermie J., et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 2000, 10.5: 361-374.
40. HUG, François; DOREL, Sylvain. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, 19.2: 182-198.
41. HUG, François. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?. *Journal of electromyography and kinesiology*, 2011, 21.1: 1-12.
42. CHITI, Linda, et al. Scalene muscle activity during progressive inspiratory loading under pressure support ventilation in normal humans. *Respiratory physiology & neurobiology*, 2008, 164.3: 441-448.
43. CHMIELEWSKI, Terese L., et al. Perturbation training improves knee kinematics and reduces muscle co-contraction after complete unilateral anterior cruciate ligament rupture. *Physical therapy*, 2005, 85.8: 740-749.
44. JANDA, MUDr Vladimír; FRONĚK, MUDr Bohumil. Vadné držení těla, m. Scheuermann. *ČLS JEP: Doporučené postupy pro praktické lékaře*, 2001, 6.
45. JANDA, Vladimír. *Svalové funkční testy*. Grada Publishing as, 2004.
46. SAN JUAN, Jun G., et al. The effects of exercise type and elbow angle on vertical ground reaction force and muscle activity during a push-up plus exercise. *BMC musculoskeletal disorders*, 2015, 16.1: 1.

47. KIM, Si-hyun, et al. Serratus anterior muscle activation during knee push-up plus exercise performed on static stable, static unstable, and oscillating unstable surfaces in healthy subjects. *Physical Therapy in Sport*, 2014, 15.1: 20-25.
48. KIBLER, W. Ben; PRESS, Joel; SCIASCIA, Aaron. The role of core stability in athletic function. *Sports medicine*, 2006, 36.3: 189-198.
49. KLEISSEN, Rob FM. Effects of electromyographic processing methods on computer-averaged surface electromyographic profiles for the gluteus medius muscle. *Physical therapy*, 1990, 70.11: 716-722.
50. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén, 2009.
51. KONRAD, P. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, Noraxon INC. 2005.
52. KRAČMAR, Bronislav. Vliv cyklistiky na pohybovou soustavu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2005, 12.1: 27-33.
53. KROBOT, Alois; KOLAŘOVÁ, Barbora. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s. ISBN 987-80-244-2762-1.*
54. KULUND, D. N.; BRUBAKER, C. E. Injuries in the bikecentennial tour. *Phys Sportsmed*, 1978, 6.6: 74-78.
55. LATASA, Iban, et al. Limitations of Spectral Electromyogramic Analysis to Determine the Onset of Neuromuscular Fatigue Threshold during Incremental Ergometer Cycling. *Journal of sports science & medicine*, 2016, 15.1: 148.
56. LATASH, Mark L. *Neurophysiological basis of movement*. Human Kinetics, 2008.
57. LEHMAN, Gregory J., et al. Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss ball. *Dynamic Medicine*, 2006, 5.1: 7.
58. LI, Li; CALDWELL, Graham E. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *Journal of Applied Physiology*, 1998, 85.3: 927-934.
59. LIEBENSON, Craig (ed.). *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual*. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.

60. MAENHOUT, Broos; VANHOUCKE, Mario. An exact algorithm for an integrated project staffing problem with a homogeneous workforce. *Journal of Scheduling*, 2016, 19.2: 107-133.
61. MAIMARIS, C.; ZADEH, H. G. Ulnar nerve compression in the cyclist's hand: two case reports and review of the literature. *British journal of sports medicine*, 1990, 24.4: 245.
62. MARCOLIN, Giuseppe, et al. Selective Activation of Shoulder, Trunk, and Arm Muscles: A Comparative Analysis of Different Push-Up Variants. *Journal of athletic training*, 2015, 50.11: 1126-1132.
63. MCCORMICK, Marie Clare, Watson, Hugh, Simpson, Alan, Kilgore, Lon, Baker, Julien, S. Surface Electromyographic Activities of Upper Body Muscles during High-intensity Cycle Ergometry, *Research in Sports Medicine* Apr-Jun 2014, Vol. 22 Issue 2, p124 12p. ISSN:15438627
64. MELLION, Morris B. Neck and back pain in bicycling. *Clinics in sports medicine*, 1994, 13.1: 137-164.
65. MERLETTI, Roberto; PARKER, Philip A. *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. John Wiley & Sons, 2004.
66. MESIN, Luca, et al. Effect of spatial filtering on crosstalk reduction in surface EMG recordings. *Medical engineering & physics*, 2009, 31.3: 374-383.
67. MIRKA, GARY A. The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, 1991, 34.3: 343-352.
68. DETTORI, Nathan J.; NORVELL, Daniel C. Non-traumatic bicycle injuries. *Sports Medicine*, 2006, 36.1: 7-18.
69. NECKEL, Nathan, et al. Quantification of functional weakness and abnormal synergy patterns in the lower limb of individuals with chronic stroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2006, 3.1: 1.
70. NOTH, J.; DIETZ, V.; MAURITZ, K.-H. Cyclist's palsy: neurological and EMG study in 4 cases with distal ulnar lesions. *Journal of the neurological sciences*, 1980, 47.1: 111-116.

71. PÁNEK, D.; PAVLŮ, D.; ČEMUSOVÁ, J. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, 16.4: 177-180.
72. PÁNEK, D.; PAVLŮ, D.; ČEMUSOVÁ, J. Rychlost vedení akčního potenciálu svalu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, 16.3: 96-101.
73. PAVLŮ, D., et al. VLIV CVIČENÍ S VIBRAČNÍ ČINKOU NA AKTIVITU M. TRAPEZIUS. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2012, 19.1.
74. PERRY, Jacquelin; BURNFIELD, Judith M. Gait analysis: normal and pathological function. 1992.
75. PRASARTWUTH, O., et al. Length-dependent changes in voluntary activation, maximum voluntary torque and twitch responses after eccentric damage in humans. *The Journal of physiology*, 2006, 571.1: 243-252.
76. PRILUTSKY, B. I. Coordination of two-and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor control*, 2000, 4.1: 1-44.
77. RAASCH, Christine C., et al. Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *Journal of biomechanics*, 1997, 30.6: 595-602.
78. RICHMOND, D. R. Handlebar problems in bicycling. *Clinics in sports medicine*, 1994, 13.1: 165-173.
79. ROKYTA, Richard, et al. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 359 s. ISBN 80-858-6645-5.*
80. ROTHWELL, John; LENNON, Sheila. Control of Human Voluntary Movement. 1994.
81. ROUFFET, David M.; HAUTIER, Christophe A. EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008, 18.5: 866-878.

82. SHIAVI, R.; FRIGO, C.; PEDOTTI, A. Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1998, 36.2: 171-178.
83. SCHULZ, Samantha J.; GORDON, Susan J. Riding position and lumbar spine angle in recreational cyclists: A pilot study. *International Journal of Exercise Science*, 2010, 3: 174-181.
84. SODERBERG, Gary L.; KNUTSON, Loretta M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical therapy*, 2000, 80.5: 485-498.
85. SOLOMONOW, M., et al. Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1994, 4.3: 131-142.
86. SPORRONG, Hakan; PALMERUD, Gunnar; HERBERTS, Peter. Hand grip increases shoulder muscle activity: An EMG analysis with static handcontractions in 9 subjects. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1996, 67.5: 485-490.
87. VAN VUGT, J. P. P.; VAN DIJK, J. G. A convenient method to reduce crosstalk in surface EMG. *Clinical Neurophysiology*, 2001, 112.4: 583-592.
88. VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-7254-837-9, 2006.*
89. VOJTA, Václav. *Vojtu^o v princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Grada Publishing as, 2010.
90. WEISS, Barry D. Nontraumatic injuries in amateur long distance bicyclists. *The American journal of sports medicine*, 1985, 13.3: 187-192.
91. WILBER, C. A., et al. An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. *International journal of sports medicine*, 1995, 16.3: 201-206.
92. WINTER, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, 2009.

9 Seznam příloh

Příloha č. 1: Souhlas etické komise (originál)

Příloha č. 2: Návrh informovaného souhlasu

Příloha č. 3: Seznam ilustrací a tabulek

Příloha č. 4: Seznam použitých zkratek

Příloha č. 1: Souhlas etické komise (originál)

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Elektromyografická analýza efektu nastavení držení řídítek na fixátory lopatky

Forma projektu: diplomová práce

Období realizace: Únor 2016

Předkladatel: Bc. Vít Hrdlička

Hlavní řešitel: Bc. Vít Hrdlička

Spoluřešitel(é):

Vedoucí práce (v případě studentské práce): MUDr. David Pánek Ph.D.

Název grantu:

Popis projektu: Bude zvoleno 5-8 probandů, rekreačních cyklistů ve věku 18-28let. Probandi pojedou na stacionárním bicyklu s kadencí 90/min a výkonem 250w s přístrojem EMG snímajícím aktivitu fixátorů lopatek při třech různých úchopech řídítek. Pomocí EMG analýzy, prostřednictvím experimentu je žádoucí poukázat na vliv úchopu řídítek na rozdílnou aktivitu fixátorů lopatek.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Testování proběhne v kineziologické laboratoři UK FTVS pod vedením lékaře zkušeného v oblasti elektromyografické diagnostiky. Nebudou provedeny žádné invazivní a rizika výzkumu jsou minimální. Všichni probandi budou mít aktuální potvrzení od sportovního lékaře o způsobilosti k podstoupení výzkumného projektu. Kopie tohoto potvrzení bude přiložena k informovanému souhlasu.

Etické aspekty výzkumu: Jedná se o zletilé jedince. Osobní údaje získané z vyšetření probanda nebudou zveřejněny.

Informovaný souhlas: přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na seburčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzují, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 26.1.2016

Podpis předkladatele:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

doc. Ing. Monika Šorfová, Ph.D.

Mgr. Pavel Hráský, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

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

dne:.....

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

razítko UK FTVS

.....
podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2: Návrh informovaného souhlasu

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); [Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování](#) (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a [Úmluva o lidských právech a biomedicině](#) č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem Elektromyografická analýza efektu nastavení držení řídítek na fixátory lopatky.

Hlavním cílem této diplomové práce je zjistit pomocí povrchové EMG míru elektrické aktivity vybraných svalů lopatky, které tvoří její dynamický závěs a porovnat ji při odlišných úchopech řídítek. Jako objektivizační metoda bude použita povrchová polyelektromyografie, což předpokládá nalepení elektrod na odmaštěnou kůži v místech svalových bříšek měřených svalů v oblasti lopatky a jízdu na stacionárním kole. Jedná se o neinvazivní metodu, která probanda nijak nezatěžuje, nezpůsobuje poranění. Vlastní testování nepředstavuje zdravotní rizika vyšší než běžná u tohoto typu činnosti. Měření bude probíhat v laboratoři FTVS UK. Proband bude mít 5 minut jízdy na zahřátí, následně 30 vteřin pauzu. Poté pojede 3x5 minut při rozdílných úchopech řídítek vždy s 30 vteřinovými pauzami mezi jednotlivými úchopy. Celková čistá délka měření jednoho probanda bude 21,5 minuty. Přínosem projektu je zmenšení svalových obtíží mezi lopatkami a krční páteře při jízdě na kole. Získaná data budou zpracována formou diplomové práce. Osobní data nebudou nijak zveřejňována a výsledky nebudou jinak použity k jinému účelu než je výše uvedeno.

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

Jméno a příjmení předkladatele projektu Podpis:

.....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení

Podpis:.....

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

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis:

.....

Příloha č. 3: Seznam ilustrací a tabulek

Obrázek 1 Horní úchop.....	21
Obrázek 2 Úchop za brzdy.....	22
Obrázek 3 Dolní úchop	22
Obrázek 4 Rozmístění elektrod.....	Error! Bookmark not defined.
Obrázek 5 Výchozí poloha probanda.....	42
Obrázek 6 Ukázka naměřených hodnot MVC m.trapezius sup v programu MyoResearch XP	Error! Bookmark not defined.
Obrázek 7 Graf porovnání kokontrakčního SV-VZ u Probanda č.1	Error! Bookmark not defined.
Obrázek 8 - Graf porovnání kokontrakčního stupně SV-VZ u Probanda č.2.....	Error! Bookmark not defined.
Obrázek 9 - Graf porovnání kokontrakčního stupně SV-VZ u Probanda č.3.....	Error! Bookmark not defined.
Obrázek 10 Graf porovnání kokontrakčního stupně SV-VZ u Probanda č.4	Error! Bookmark not defined.
Obrázek 11 Graf porovnání kokontrakčního stupně SV-VZ u Probanda č.5	Error! Bookmark not defined.

Tabulka 1 Dotazník.....	Error! Bookmark not defined.
Tabulka 2 Průměrné hodnoty svalů u jednotlivých úchopů	Error! Bookmark not defined.
Tabulka 3 Ko-kontrakční index u všech probandů pro jednotlivé typy úchopů.....	46
Tabulka 4 Hodnoty střední amplitudy ko – kontrakce u Probanda č. 1	Error! Bookmark not defined.
Tabulka 5 Hodnoty střední amplitudy ko – kontrakce u Probanda č. 2	Error! Bookmark not defined.
Tabulka 6 Hodnoty střední amplitudy ko – kontrakce u Probanda č. 3	Error! Bookmark not defined.
Tabulka 7 Hodnoty střední amplitudy ko – kontrakce u Probanda č. 4	Error! Bookmark not defined.
Tabulka 8 Hodnoty střední amplitudy ko – kontrakce u Probanda č. 5	Error! Bookmark not defined.
Tabulka 9 Pokles střední frekvence u Probanda č.1	47
Tabulka 10 pokles střední frekvence u Probanda č.2	48
Tabulka 11 Pokles střední frekvence u Probanda č.3	48
Tabulka 12 Pokles střední frekvence u Probanda č.4	48
Tabulka 13 Pokles střední frekvence u Probanda č.5	49

Příloha č. 4: Seznam použitých zkratk

ST – skapulotorakální kloub

SK- skapuloklavikulární kloub

AK – akromioklavikulární kloub

n.-nervus

m.-muskulus

mm.-muskuli

ant.-anterior

resp.-respektive

např.-například

AP-akční potenciál

tzv.-takzvané

EMG – elektromyografie

CI – ko-kontrakční index

ATP – adenosin tri fosfát

MVC- maximální volní kontrakce

SV – sestupná vlákna

VV- vzestupná vlákna

Sup.-superior

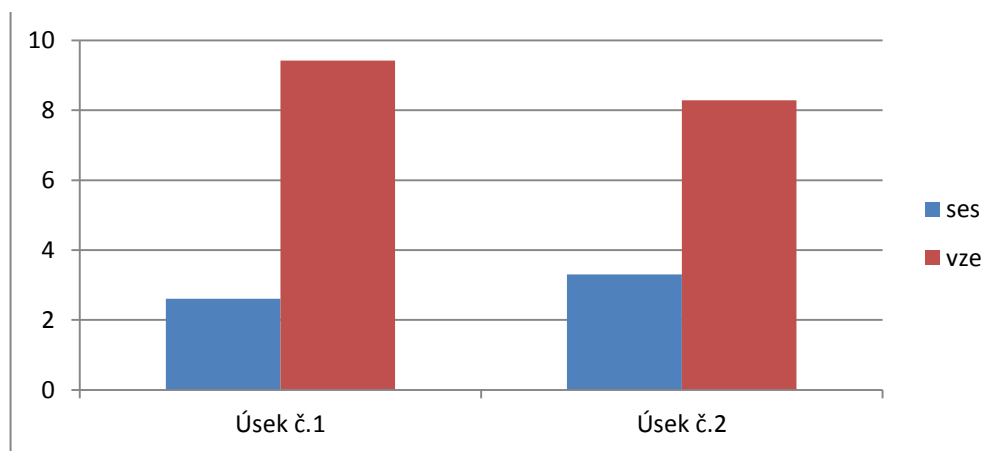
Inf.-inferior

Med.-medius

Příloha č. 5: Ko-kontrakční index jednotlivých probandů

Tabulka 7 Hodnoty střední amplitudy při sledování SV-VZ ko-kontrakce u Probanda č. 1 při úchop za brzdy

Sval	Úsek č.1	Úsek č.2
m.trapezius ses.vlákna	2,61	3,3
m.trapezius vze.vlákna	9,42	8,28
CI	3,3	4,6

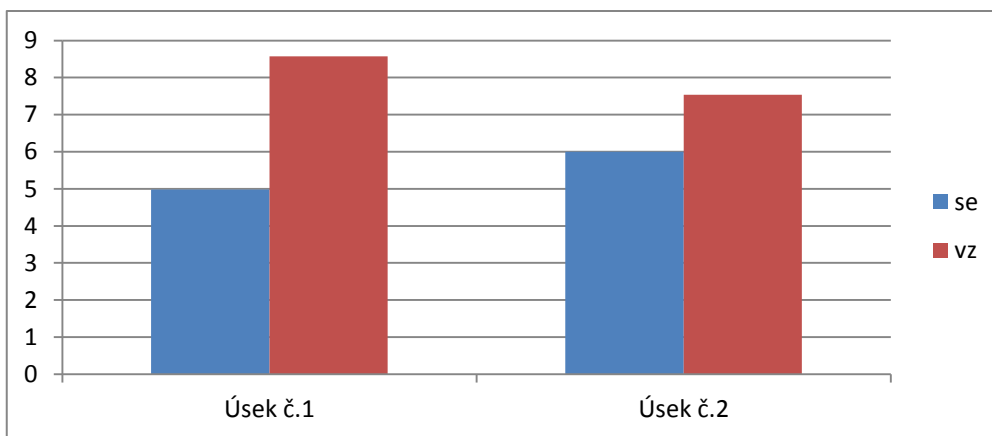


Obrázek 5 Graf porovnání kokontrakčního SV-VZ v 1.a2. úseku měření u Probanda č.1, úchop za brzdy

Ko-kontrakce, Proband 2

Tabulka 8 Hodnoty střední amplitudy při sledování SV-VZ ko-kontrakce u Probanda č. 2 při dolním úchopu řídítek

Sval	Úsek č.1	Úsek č.2
m.trapezius ses.vlákná	4,98	6,00
m.trapezius vze vlákná	8,57	7,54
CI	7,87	10,77

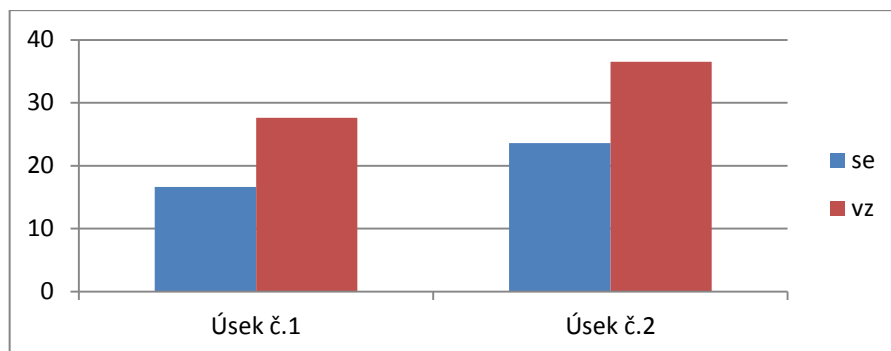


Obrázek 6 - Graf porovnání kokontrakčního stupně SV-VZ v 1.a2. úseku měření u Probanda č.2, dolní úchop

Ko-kontrakce, Proband 3

Tabulka 9 Hodnoty střední amplitudy při sledování SV-VZ ko-kontrakce u Probanda č. 3 při horním úchopu na začátku a dolním úchopu na konci měření

Sval	Úsek č.1	Úsek č.2
m.trapezius se.vlákna	13,63	27,6
m.trapezius vz.vlákna	23,59	36,5
CI	21,5	48,47

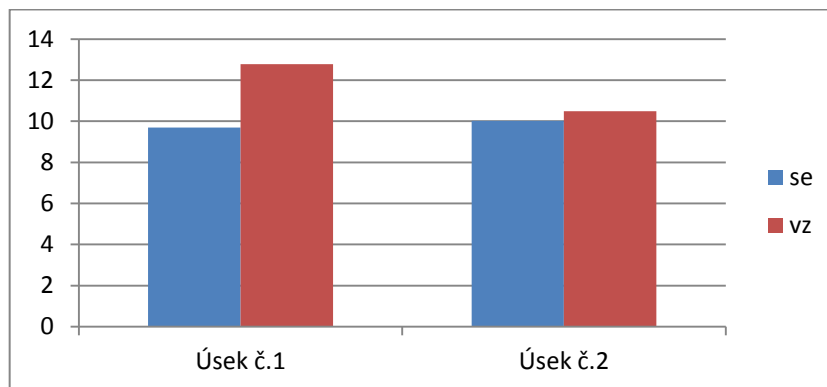


Obrázek 7 - Graf porovnání kokontrakčního stupně SV-VZ v 1.a2. úseku měření u Probanda č.3, horní úchop začátek měření, dolní úchop konec měření

Ko-kontrakce, Proband 4

Tabulka 10 Hodnoty střední amplitudy při sledování SV-VZ ko-kontrakce u Probanda č. 4 při horním úchop řídktek

Sval	Úsek č.1	Úsek č.2
m.trapezius se.vlákna	9,7	10,02
m.trapezius vz.vlákna	12,78	10,48
CI	17,06	19,6

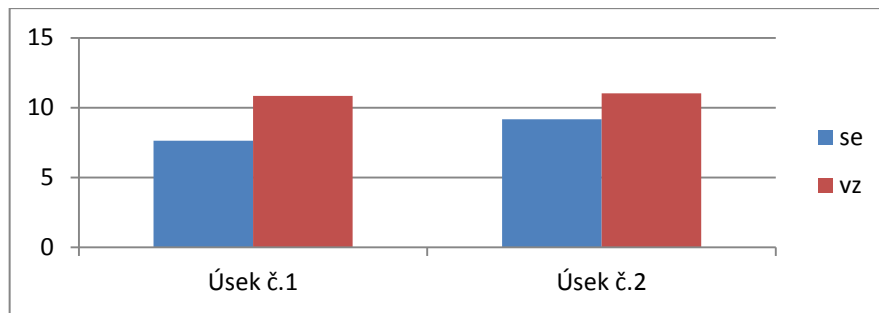


Obrázek 8 Graf porovnání kokontrakčního stupně SV-VZ v 1.a2. úseku měření u Probanda č.4, horní úchop

Ko-kontrakce, Proband 5

Tabulka 11 Hodnoty střední amplitudy při sledování SV-VZ ko-kontrakce u Probanda č. 5 při úchopu řídktek za brzdy

Sval	Úsek č.1	Úsek č.2
m.trapezius se.vlákna	7,63	9,18
m.trapezius vz.vlákna	10,84	11,03
CI	13	16,82



Obrázek 9 Graf porovnání kokontrakčního stupně SV-VZ v 1.a2. úseku měření u Probanda č.5, úchop za brzdy