

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Jiří Stacho

**Objektivizace cyklistického kroku v SEMG obraze**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jana Tomsová

Olomouc 2013

# ANOTACE

## DIPLOMOVÁ PRÁCE

**Název práce:** Objektivizace cyklistického kroku v SEMG obraze

**Název práce v AJ:** Objectification of the cycling step in SEMG imaging

**Datum zadání:** 2012-01-31

**Datum odevzdání:** 2013-05-17

**Vysoká škola:** Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Jiří Stacho

**Vedoucí práce:** Mgr. Jana Tomsová

**Oponent práce:** doc. MUDr. Michal Mayer, CSc.

### Abstrakt v ČJ:

Cyklistika se stala oblíbenou aktivitou určenou k rekreaci, udržení kondice a k porovnávání sil při cyklistických závodech. Jízda na kole či rotopedu se stala také nezastupitelným a hojně využívaným komponentem rehabilitačního programu.

V praktické části diplomové práce se zabýváme charakteristikou cyklistického kroku výkonnostních a amatérských cyklistů a jejich odlišnostmi. Hlavním cílem bylo posoudit nárůst svalové aktivity v průběhu progresivního zvyšování zátěže, porovnat symetrii zatěžování a rozdílnost ve výkonu v daném frekvenčním spektru. Součástí je i individuální analýza techniky jízdy amatérských a výkonnostních cyklistů. Měřena byla skupina 8 výkonnostních a 8 amatérských cyklistů s využitím stacionárního cyklistického trenažéru. Během jízdy byla prostřednictvím polyEMG přístroje snímána svalová aktivita m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. tibialis anterior, m. biceps femoris, m. gastrocnemius medialis a m. gastrocnemius lateralis.

**Abstrakt v AJ:**

Cycling has become a popular activity for recreation, keeping fit and comparing the power in cycling races. Riding a bike, or a stationary bike, has also become an indispensable and frequently-used component of the rehabilitation program.

In the practical part of this thesis we deal with the characteristics and differences of the cycling step of performance and amateur cyclists. The main objective was to evaluate the muscle activity increase during progressive increase of the load, to compare the symmetry of loading, and to evaluate the differences in power output in the specific frequency spectrum. The work also includes an individual analysis of the driving technique of performance and amateur cyclists. Groups of 8 performance and 8 amateur cyclists were measured using the stationary bicycle. Employing the polyEMG device, the muscle activity of m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. tibialis anterior, m. biceps femoris, m. gastrocnemius medialis and m. gastrocnemius lateralis were measured during the drive.

**Klíčová slova v ČJ:** cyklistika, EMG, povrchová elektromyografie, nábor svalů, šlapání, svalová aktivita

**Klíčová slova v AJ:** cycling, EMG, surface electromyography, muscle recruitment, pedalling, muscle activity

**Rozsah:** 93 s., 5 příl.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci vypracoval samostatně pod odborným vedením Mgr. Jany Tomsové a použil jen uvedené informační zdroje.

V Olomouci dne.....

Podpis: .....

## **Poděkování**

Děkuji své odborné vedoucí Mgr. Janě Tomsové za vstřícnost a ochotu během vypracování této diplomové práce. Dále pak Mgr. Barboře Kolářové, Ph.D. a Mgr. Martině Markové za obohacující konzultace a cenné připomínky a Ing. Monice Darebníkové a RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování. Děkuji také probandům, kteří se měření zúčastnili, za ochotu a čas, který mi věnovali.

# OBSAH

<b>ÚVOD</b> .....	<b>8</b>
<b>1 PŘEHLED POZNATKŮ</b> .....	<b>9</b>
<b>1.1 Charakteristika jízdy na kole</b> .....	<b>9</b>
<b>1.2 Efektivita jízdy a silové parametry</b> .....	<b>11</b>
<b>1.3 Aktivita svalů při jízdě</b> .....	<b>12</b>
<b>1.4 Vliv jednotlivých faktorů na jízdu</b> .....	<b>17</b>
1.4.1 Vliv kadence a zátěže.....	17
1.4.2 Vliv nastavení .....	18
1.4.3 Vliv pozice jezdce.....	20
<b>2 CÍLE A HYPOTÉZY</b> .....	<b>22</b>
<b>3 METODIKA VÝZKUMU</b> .....	<b>24</b>
<b>3.1 Charakteristika zkoumaného souboru</b> .....	<b>24</b>
<b>3.2 Postup měření</b> .....	<b>25</b>
3.2.1 Dotazník a kineziologický rozbor .....	25
3.2.2 Měření svalové aktivity.....	25
3.2.3 Průběh měření .....	26
<b>3.3 Vyhodnocení</b> .....	<b>27</b>
3.3.1 Procentuální nárůst svalové aktivity v průběhu zvyšování zátěže .....	27
3.3.2 Výpočet Asymetrie ratio .....	28
3.3.3 Power spectrum.....	28
3.3.4 Analýza techniky jízdy.....	29
<b>3.4 Statistické zpracování</b> .....	<b>30</b>
<b>4 VÝSLEDKY</b> .....	<b>31</b>
<b>5 DISKUZE</b> .....	<b>39</b>
<b>5.1 Diskuze k analýze nárůstu svalové aktivity</b> .....	<b>39</b>
<b>5.2 Diskuze k analýze symetrie svalové aktivity</b> .....	<b>44</b>
<b>5.3 Diskuze k analýze Power spectra</b> .....	<b>47</b>
<b>5.4 Diskuze k analýze techniky jízdy</b> .....	<b>50</b>
5.4.1 Bočný pohled .....	51
5.4.2 Předozadní pohled.....	58
<b>5.5 Limitace výzkumu</b> .....	<b>63</b>
<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>66</b>

<b>REFERENČNÍ SEZNAM.....</b>	<b>68</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK.....</b>	<b>80</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>83</b>
<b>SEZNAM TABULEK.....</b>	<b>84</b>
<b>SEZNAM GRAFŮ .....</b>	<b>85</b>
<b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>86</b>
<b>PŘÍLOHA 1 .....</b>	<b>87</b>
<b>PŘÍLOHA 2.....</b>	<b>88</b>
<b>PŘÍLOHA 3.....</b>	<b>91</b>
<b>PŘÍLOHA 4.....</b>	<b>92</b>
<b>PŘÍLOHA 5.....</b>	<b>93</b>

# ÚVOD

Cyklistika se stala jednou ze světově nejpobulárnějších aktivit posledních let, a to již od počátku 19. století, kdy bylo v Německu vyrobeno první kolo. Vydobyla si svou pozici jako aktivita určená k rekreaci, udržení kondice, k porovnávání sil při cyklistických závodech. Jízda na kole či rotopedu se stala také nezastupitelným a hojně využívaným komponentem rehabilitačního programu, pro některé dokonce synonymem rehabilitační péče. Zvyšující se popularita je však spojena s rostoucí četností zranění a logickou nutností bližšího poznání biomechaniky a zatížení těla během této komplexní sportovní aktivity (Fonda, Sarabon, 2010, p. 187).

Cílem tohoto sdělení je sumarizovat recentní poznatky, poukázat na problematiku a cyklistická specifika a zdůraznit, že pro efektivní trénink výkonnostního cyklisty, nebo i k cílené rehabilitaci pacienta, je esenciální přesné porozumění zapojování a náboru jednotlivých svalů dolních končetin. Práce se zabývá charakteristikou cyklistického kroku výkonnostních (dále V) a amatérských (dále A) jezdců, to vše na platformě recentních racionálních evidence based medicine (dále EBM) studií. Z referované literatury je zjevné, že názorová variabilita jednotlivých autorů je značná.

Uvedené informační zdroje byly vyhledávány prostřednictvím databází DynaMed, EBM Reviews, MEDLINE, PubMed, Science Direct, SportDiscus, Springer Link a vyhledávače Google scholar v období od 1. 9. 2012 do 31. 2. 2013. Klíčová slova, která byla k vyhledávání v databázích využita, byla např. cycling, pedalling, muscle recruitment, biomechanics, bicycling, exercise, EMG, electromyography, motion analysis. Celkem bylo použito 60 článků (57 zahraničních, 3 české), 8 knih (5 zahraničních, 3 české) a 1 disertační práce. Primárními zdroji byly články recenzovaných zahraničních časopisů, z čehož 54 bylo vyhledáno v plném znění a u 6 byl využit abstrakt.



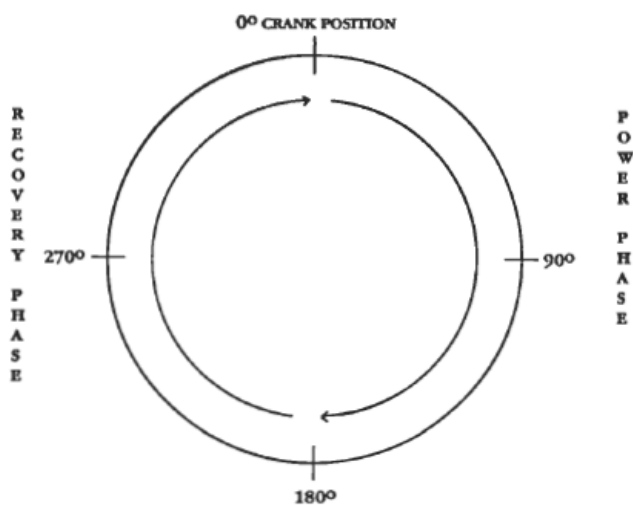
# 1 PŘEHLED POZNATKŮ

## 1.1 Charakteristika jízdy na kole

Jízda na kole je charakterizována jako stereotypní pohyb, při kterém body dolních končetin opisují kružnicovou trajektorii. Dochází k přesunu síly na převodník, jehož prostřednictvím vzniká pohyb kol, které v důsledku tření generují celkový dopředný pohyb (Kračmar, 2005, s. 27). Cyklista tedy vykonává neustálý repetitivní pohyb po kružnicové trajektorii směrem vpřed. Jedno otočení nohy po této dráze lze rozdělit na dvě dílčí fáze (Obr. 1). První polovinu označujeme jako tzv. power phase – downstroke phase, primární fáze (dále PP). Tato část je představitelem hlavního generátoru pohybu. Na číselníku hodin je vymezena mezi pozicí 12 a 6. Chodidlo tlačí pedál směrem k zemi a dochází k současné extenzi v kyčelním i kolenním kloubu, kdy ani jeden z těchto pohybů není plně vyčerpán.

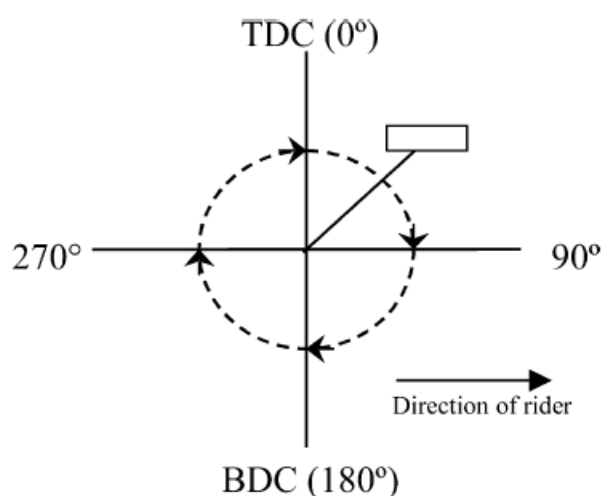
Druhou část označujeme jako recovery phase – upstroke phase, sekundární fáze (dále RP). Ta tvoří druhou polovinu dráhy, vymezena je tedy pozicí 6 a 12. Koleno se opětovně flektuje a v závěru se dolní končetina dostává opět do „připravené“ pozice pro další záběr (Asplund, St Pierre, 2004, p. 3; Timmer, 1991, p. 107; Fonda, Sarabon, 2010, p. 190).

**Obr. 1** Rozdělení cyklistického kroku na dvě hlavní fáze (Timmer, 1991, p. 10)



Na pomyslné kružnicové trajektorii označujeme dva stěžejní body (Obr. 2). Jeden v nejvyšší pozici tzv. top dead centre (dále TDC) a druhý v nejnižší pozici tzv. bottom dead centre (dále BDC) (Fonda, Sarabon, 2010, p. 190; Baum, Li, 2003, p. 184).

**Obr. 2** Znárodnění základních poloh pedálu (Baum, Li, 2003, p. 184)



Legenda: TDC – top dead centre, BDC – bottom dead centre

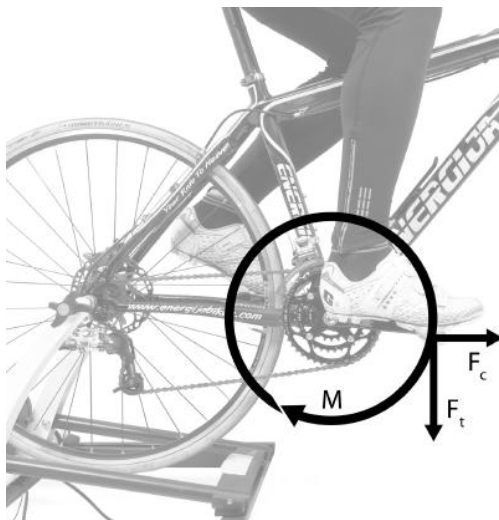
Fonda a Sarabon uvádějí, že cyklistika je jedním z nejbezpečnějších nekontaktních sportů. Při jízdě cyklista sedí na sedle, nároky na klíčové klouby jsou ve srovnání s celkovou váhou těla minimální. Proto doporučují jízdu na kole jako aktivitu vhodnou k postchirurgické a posttraumatické rehabilitaci. Hlavní výhody v jejím využití spatřují v kombinaci malé zátěže s poměrně vysokou svalovou aktivitou (Fonda, Sarabon, 2010, p. 188). Stejně tak Raymond, Joseph, Gabriel označují cyklistiku za tzv. non weight-bearing – tedy „nenosný“ pohyb. Nedochozí při ní k žádnému kontaktu dolní končetiny se zemí, jako je tomu například při chůzi či běhu. Nedochozí tedy k tak velkému zatížení důsledkem vlastní váhy těla (Raymond, Joseph, Gabriel, 2005, p. 89). Rychnovský s Mosteckou však důrazně upozorňují, že i cyklistika je spojena s řadou zranění a muskuloskeletálních problémů (Rychnovský, Mostecká, 2009, p. 1). Tento fakt potvrzují i četné epidemiologické studie. Například studie vypracovaná při Výzkumném centru sportovních úrazů v Oslu

ukazuje, že z celkového počtu 109 vyšetřovaných profesionálních cyklistů mělo v posledních 12 měsících 94 problémy spjaté s nadměrnou zátěží. Z toho 23% mělo problémy v oblasti kolene a celých 45% v oblasti zad. Téměř polovina (41%) musela své problémy odborně řešit (Clarsen, Krosshaugh, Bahr, 2010, p. 1). Doyle ve své práci uvádí, že nejčastějším typem cyklistické aktivity způsobující problémy muskuloskeletálního systému je silniční cyklistika, při které jsou sportovci nuceni po dlouhou dobu setrávat v nepřírozené aerodynamické pozici (Doyle, 2009, p. 2).

## 1.2 Efektivita jízdy a silové parametry

Jízdu na kole či cyklistickém trenážeru považujeme za pohyb čistě komplexní. Vzniká sumací jednotlivých zdrojů sil – tedy důsledkem váhy cyklisty a svalové aktivity s celkovým ovlivněním nerovnostmi a vlastnostmi terénu spolu s řazením či brzděním – tedy vlastními zásahy cyklisty. Ashe udává, že na celkový průběh a charakter jízdy mají vliv faktory biomechanické, fyziologické, psychologické a faktory prostředí. Schopnost přizpůsobení se těmto vlastnostem je vysoce individuální a je rozdílná u běžné populace a profesionálních/výkonnostních cyklistů (Ashe et al., 2003, p. 441). Celková síla vyvíjená na pedál se rozkládá na sílu odstředivou ( $F_c$ ) a tangenciální ( $F_t$ ) – Obr. 3 (Fonda, Sarabon, 2010, p. 193).

**Obr. 3** Celkový přehled sil (Fonda, Sarabon, 2010, p. 193)



Legenda: M – moment síly,  $F_c$  – odstředivá síla,  $F_t$  – tangenciální síla

První studie zabývající se silami vyvíjenými na pedál byla vytvořena Hoesem et al. Tato skupina zjistila, že největší síla je vyvíjena v pozici, kdy jsou pedály v horizontální poloze ( $90^\circ$ ) a že její velikost v jedné otáčce je dvakrát vyšší než je odpovídající nastavení na ergometru. To je vedlo k závěru, že „pasivní“ noha, tedy noha nacházející se mezi  $180^\circ - 360^\circ$ , je zvedána nohou aktivní ( $0^\circ - 180^\circ$ ). Tato studie byla vytvořena v době absence nášlapných pedálů či klipsen, které by umožnily zaktivizovat druhou polovinu cyklistického kroku (Hoes et al., 1968 in Fonda, Sarabon, 2010, p. 191).

Dále se uvádí, že cyklista s lepší technikou záběru do pedálů generuje větší sílu a pracuje mnohem efektivněji. Hypotetickým vysvětlením je rozdílná aktivace dvoukloubových svalů. Sanderson a Black ve své studii na 20 elitních cyklistech pozorovali, zda dojde ke změně silových parametrů a jejich orientaci během dlouhodobé jízdy do pocitu únavy ve frekvenci 90 otáček za minutu = revolutions per minute (dále rpm). Zjistili, že v posledních fázích dochází ke snížení efektivity jízdy především v recovery phase, což zvyšuje nároky na power phase (Sanderson, Black, 2003, p. 191).

### **1.3 Aktivita svalů při jízdě**

Li a Caldwell uvádějí, že nejtypičtější svaly, které jsou standardně předmětem zkoumání, jsou musculus (dále m.) gluteus maximus, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. biceps femoris (dále BF), m. rectus femoris (dále RF), m. vastus medialis (dále VM), m. vastus lateralis (dále VL), m. gastrocnemius medialis (dále GM), gastrocnemius lateralis (GL) a m. tibialis anterior (dále TA). Některé studie využívají v rámci zjednodušení výběr jednoho svalu, jako zástupce celé svalové skupiny. Například m. biceps femoris bývá volen jako zástupce hamstringů či m. vastus lateralis jako zástupce celého komplexu m. quadriceps femoris. Tímto zjednodušením se však můžeme dopustit výrazné chyby a přesný timing a zapojení jednotlivých svalů budou značně nepřesné (Li, Caldwell, 1998, p. 927).

V elektromyografickém (dále EMG) hodnocení během cyklistické aktivity se můžeme věnovat různým aspektům a specifikům: a) sekvenci aktivity jednotlivých svalových skupin, b) délce trvání, kdy jsou jednotlivé svaly aktivní, c) procentuálnímu

vyjádření celého cyklu, kdy jsou jednotlivé svaly aktivní, d) pozici pedálu, kdy je daný sval aktivní či inaktivní (Too, 1993, p. 126).

Schmidt, zkušený cyklistický trenér tvrdí, že nejdůležitějším svalem v cyklistice je m. quadriceps femoris, kdežto svaly bérce jsou zodpovědné pouze za udržování nohy na pedálu (Schmidt, 1998 in Raymond, Joseph, Gabriel, 2005, p. 90). Jiní autoři naopak uvádějí, že pokud nejsou plantární flexory „koaktivní“ během primárního záběru do pedálů, energie získaná z extenzorů bude využita nejdříve na dorzální flexi hlezenního kloubu a případně i na hyperextenzi kloubu kolenního. Tento přenos síly na pedál je mnohem méně efektivní a jeho účinnost je minimální. Pro zajištění maximální extenční energie a tedy maximálního výkonu cyklisty je důležité zajistit vyváženou aktivitu plantárních a dorzálních flexorů (Raasch, Zajac, Levine, 1997 in Raymond, Joseph, Gabriel, 2005, p. 92; Fonda, Sarabon, 2010, p. 202). Hlezenní kloub se tedy důsledkem velké variability jeví jako slabý pohybový článek při transmissi energie na pedál. Plantární flexory fungují primárně jako přenašeče energie, která vzniká působením v oblasti kolenního a kyčelního kloubu. Jejich aktivita je výrazně izometrická. Ačkoliv jejich hlavní funkcí je transfer energie, fungují zároveň i jako generátory pohybu, jejich podíl byl určen na 7,5% celkové produkce síly (Sickle, Hull, 2007, pp. 1262, 1265). Blake, Champoux a Wakeling udávají, že adekvátní a vysoce specifický tréninkový režim vede k redukci rozsahu pohybu v hlezenním kloubu a zároveň časově delší aktivitě m. tibialis anterior během první části tlaku do pedálu. Kombinací obojího pak dochází ke kvalitnějšímu přenosu síly na pedály (Blake, Champoux, Wakeling, 2012, p. 936).

Raasch a Zajac rozdělují svaly do tří hlavních skupin podle jejich funkce. První skupina zahrnuje jednokloubové kyčelní a kolenní extenzory (m. gluteus maximus, m. vastus lateralis, m. vastus medialis) spolu s jednokloubovými kyčelními a kolenními flexory (m. iliopsoas, m. biceps femoris caput breve). Tuto skupinu autoři označují jako E/F skupinu. Druhá skupina zahrnuje dvoukloubový m. rectus femoris a m. tibialis anterior (RF/TA skupina). Poslední skupina (HAM/SG skupina) obsahuje hamstrings, m. soleus, m. gastrocnemius medialis a lateralis. Hlavním úkolem E/F skupiny je generovat energii potřebnou pro jízdu vpřed, kdežto RF/TA a HAM/SG skupiny slouží jako „rigidní“ transmitters, které umožňují přesun energie mezi segmenty. RF/TA skupina poskytuje energii na konci sekundární fáze (RP)

a pomáhá přesunu energie do primární fáze (PP) dalšího cyklu. HAM/SG skupina se naopak aktivuje na konci PP a pomáhá přesunu do RP (Raasch, Zajac, 1999, p. 516).

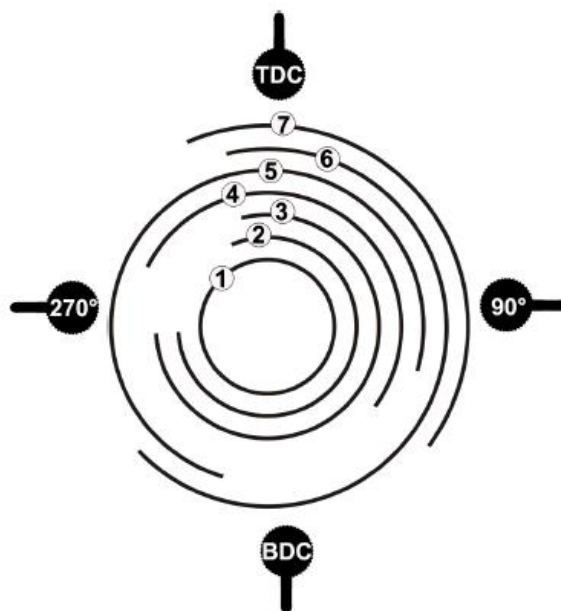
Hlavní práci během jízdy vykonávají jednokloubové svaly – m. gluteus maximus – vykonává především prvních 45° pohybu a musculi (dále mm.) vasti – jsou aktivní v rozsahu 315°. EMG studie však dokazují, že do aktivity se dostávají i svaly dvoukloubové. Například m. rectus femoris se aktivuje na počátku pohybu a posléze se zapojují hamstrings. M. rectus femoris se aktivuje ve 295°, následován mm. vasti. K akci hamstrings dochází přibližně ve 45°. Pro udržení tlaku na pedál směrem vpřed je nutná cílená koaktivace m. gluteus maximus a m. rectus femoris. Extenční složku pohybu v oblasti kolenního kloubu vykonává m. rectus femoris. Právě akce m. rectus femoris doplňuje aktivitu mm. vasti. Toho je však dosaženo pouze podporou silné kontrakce m. gluteus maximus (Timmer, 1991 pp. 106 – 109; Enoka, 2001, p. 319).

V druhé fázi pohybu (RP) se orientace výslednice sil směrem na pedál posunuje směrem dozadu. Na zlomu mezi power a recovery phase směřuje vektor síly směrem před kolenní kloub jako výsledek rozdílu mezi aktivitou extenzorů kyčle a flexorů kolene. K této spoluaktivitě ještě přispívá aktivita hamstrings. V oblasti kolenního kloubu jsou tedy současně aktivovány jak hamstrings, tak mm. vasti. V této fázi je však aktivita hamstrings mnohem vyšší a má podstatnější vliv na pohyb (Enoka, 2001, p. 319; Timmer, 1991, pp. 107, 108). Při použití nášlapných pedálů dochází k akci m. iliopsoas, m. rectus femoris a svalů zadní strany stehna. Pokud jezdec není vybaven nášlapným systémem, dochází pouze k pasivnímu vedení nohy akcí druhostranné končetiny (Kračmar, 2005, s. 30).

Jiný popis aktivity jednotlivých svalů a jejich timingu byl publikován Ryanem a Gregorem (Obr. 4). M. gluteus maximus provádí extenzi v kyčli a je aktivován mezi 340° a 130°. M. vastus medialis a m. vastus lateralis extendují kolenní kloub a jsou aktivní ve stejné fázi (300° – 130°). M. rectus femoris se jako extensor kolenního kloubu a flexor kyčelního kloubu aktivuje mezi 200° a 110°. Hlavní funkcí m. soleus je stabilizace talokrurálního kloubu a aktivuje se mezi 340° – 270°. Mm. gastrocnemii mají tu samou funkci – stabilizují talokrurální kloub a provádějí flexi v kolenním kloubu. Jsou aktivovány mezi 350° a 270°. M. tibialis anterior také slouží jako klíčový stabilizátor talokrurálního kloubu a zapojuje se ve stejném rozpětí. Je aktivní během cyklu s maximem ve 280°. M. semimembranosus a m. semitendinosus flektují kolenní kloub a jsou aktivní mezi 10° – 230°. M. biceps femoris způsobuje také

flexi v kolenním kloubu a zároveň extenzi v kloubu kyčelním. Je aktivní mezi 350° – 230° (Ryan, Gregor, 1992 in Fonda, Sarabon, 2010, p. 200).

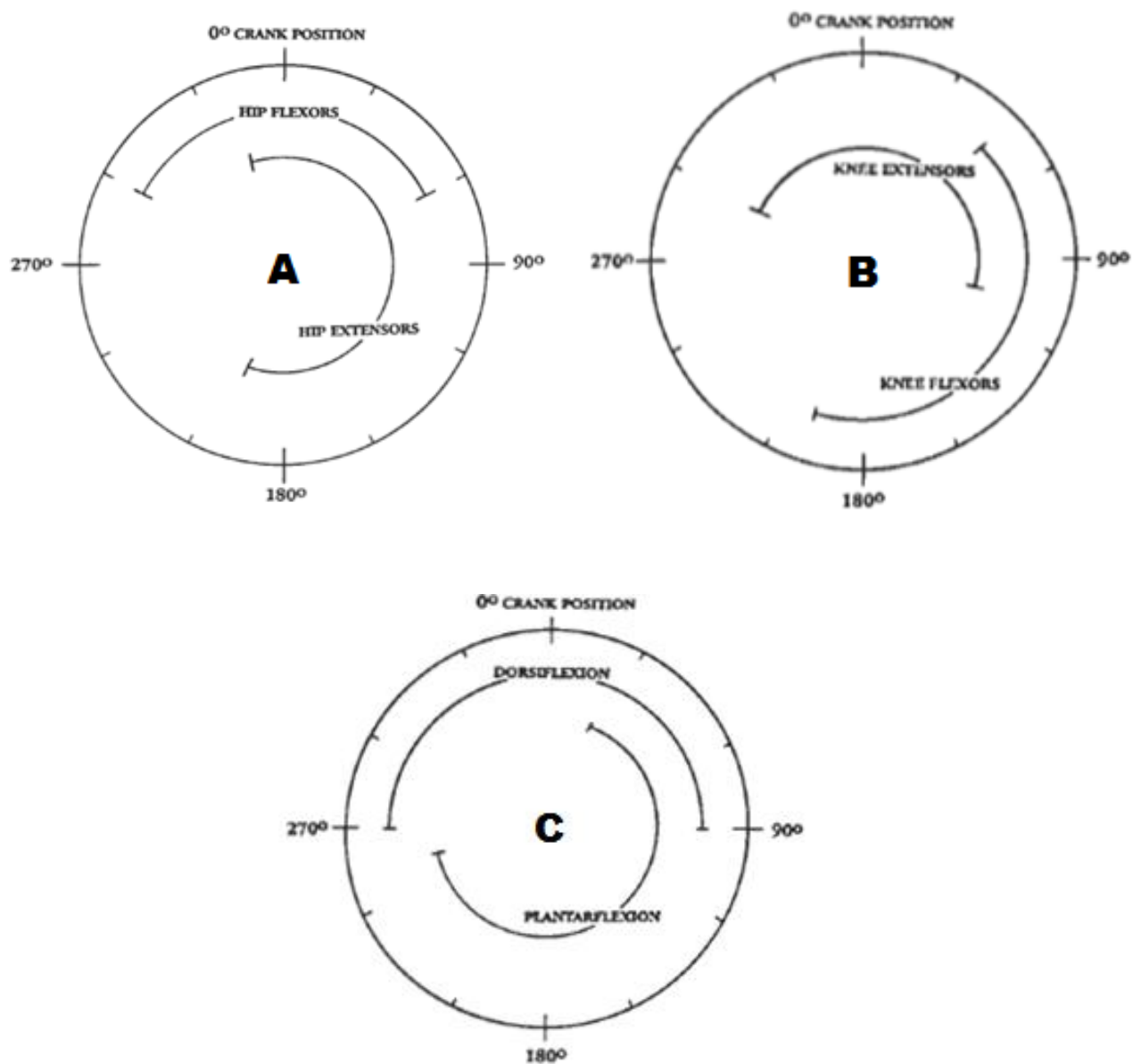
**Obr. 4** Přehled aktivity jednotlivých svalů (Fonda, Sarabon, 2010, p. 201)



Legenda: 1 – m. tibialis anterior, 2 – m. soleus, 3 – m. gastrocnemius medialis, 4 – m. vastus lateralis et medialis, 5 – m. rectus femoris, 6 – m. biceps femoris, 7 – m. gluteus maximus

Většina starších studií sledujících aktivaci svalů během jízdy na kole či stacionárním ergometru využívá povrchovou elektromyografii (dále SEMG), která představuje neinvazivní techniku měření svalové aktivity. Tato technika však může být nepřesná a neobjektivní díky možné komunikaci signálu s okolními svaly, převážně během jízdy při vysoké intenzitě (Chapman et al., 2010, p. 108). Ryan a Gregor porovnávali variabilitu výsledků mezi povrchovou a jehlovou EMG. Jednokloubové extenzory kyčelního a kolenního kloubu (m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. gluteus maximus) se prokazují nejnižšími koeficienty variability. Obecně však všechny svaly nevykazují velkou variabilitu (mimo m. tibialis anterior, m. semitendinosus, m. gastrocnemius). Souhrnně tedy svou studii uzavírají faktem, že nejsou velké signifikantní rozdíly mezi jehlovou a povrchovou EMG (Ryan, Gregor, 1992, p. 69).

Obr. 5 Schéma svalové aktivity (upraveno dle Timmer, 1991, pp. 108 – 109)



Legenda: A – kyčelní kloub, B – kolenní kloub, C – hlezenní kloub



## 1.4 Vliv jednotlivých faktorů na jízdu

### 1.4.1 Vliv kadence a zátěže

Frekvence (kadence), kterou se cyklista pohybuje, je definována jako počet otáček za minutu = rpm. Stala se předmětem řady studií a nadále je její vliv na svalovou aktivitu zkoumán (Fonda, Sarabon, 2010, p. 190). Bolourchi a Hull zjistili, že kadence jízdy je signifikantně determinujícím faktorem výsledných reakčních sil. Se zvyšující se kadencí dochází ke snížení zátěže během power phase a zvýšení během recovery phase (Bolourchi, Hull, 1985, p. 192). Li zároveň zjistil i alterace v celkových svalových koordinacích a svalové aktivitě (Li, 1999, p. 5).

Asi poprvé v roce 1999 se několikanásobný vítěz Tour de France – Lance Armstrong představil se zcela odlišnou frekvencí jízdy. I v hornatých pasážích se pohyboval s frekvencí přes 100 rpm, což bylo výrazně více, než na co byl tehdejší cyklistický svět zvyklý (Lucia et al., 2004, p. 1051). Enoka udává, že optimální frekvence jízdy u elitních cyklistů je 110 rpm (Enoka, 2001, p. 270). Timmer uvádí frekvenci elitních cyklistů 90 – 110 rpm (Timmer, 1991, p. 111).

Ericson et al. zjistili, že zvýšením frekvence jízdy dojde ke zvýšení aktivity m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. vastus medialis, m. soleus, m. gastrocnemius medialis a mediální skupiny hamstrings (Ericson et al., 1985, p. 53). Neptune, Kautz a Hull udávají, že se zvyšující se kadencí dochází k rozdílným změnám ve smyslu aktivity a timingu jednotlivých svalů dolních končetin. Mm. gastrocnemii, mm. hamstrings a m. vastus medialis svou aktivitu s narůstající kadencí zvyšují, kdežto m. tibialis anterior a m. rectus femoris svou aktivitu nijak nemění (Neptune, Kautz, Hull, 1997, p. 1051). Baum a Li udávají, že zvýšením kadence dojde ke změně ve svalové koordinaci. Změny začínají v oblastech proximálních (výraznější změny) a postupují do oblastí distálních (méně výrazné změny) (Baum, Li, 2003, p. 182). Studie vytvořená při Univerzitě v Madridu uvádí, že interindividuální rozdíly jsou natolik výrazné, že optimální kadence jízdy se výrazně liší především ve srovnání elitních cyklistů a běžné populace, a to i s ohledem na kladenou zátěž (Lucia et al., 2004, p. 1048).

### 1.4.2 Vliv nastavení

Pro optimální, tedy technicky správnou a nezatěžující jízdu na kole, je esenciálním faktorem nastavení vhodných biomechanických podmínek pro cyklický pohyb dolních končetin. Cyklistu je z biomechanického hlediska nutno vnímat jako syntézu dvou hlavních částí – kola a cyklisty. Na základě tohoto faktu lze celkové parametry rozdělit na dvě hlavní skupiny: extrinsic a intrinsic factors (Asplund, StPierre, 2004, p. 23). Pokud nezaručíme optimální nastavení obou těchto součástí, bude jízda neekonomická a pocit dyskomfortu při jízdě může vést i ke snížené motivaci a poklesu výkonnosti (Moore, 2008, p. 7).

#### *Extrinsic factors*

Parametrů, které na kole můžeme v individuálním nastavení měnit, je velice mnoho. Jedním ze stěžejních je pak nastavení výšky sedla a jeho orientace. Výška sedlovky je ve vědecké literatuře definována jako vzdálenost mezi horní částí sedla a osou pedálu ve fázi, kdy je pedál v nejnižší pozici (Burke, 1994 in Fonda, Sarabon, 2010, p. 190). V současné literatuře se však mezi odborníky používá definice jiná – vzdálenost mezi horní částí sedla a středovým nábojem kola. Změnou výšky sedlovky můžeme výrazně změnit předpoklady jízdy. Dochází ke změně rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech a zároveň v napětí svalů. Existuje řada studií, které zjišťují optimální výšku sedla pomocí maximální spotřeby kyslíku za různých podmínek. Například Nordeen-Snyder použil tři standardní výšky sedlovky (95, 100 a 105% vzdálenosti trochanteru k povrchu) u 10 žen. Nejvyššího výkonu pak dosahovaly cyklistky s výškou sedlovky rovnající se (100%) vzdálenosti velkého trochanteru od povrchu (Nordeen-Snyder, 1977, pp. 113 – 117). Shennum a DeVries se zase domnívají, že výška sedlovky by se měla pohybovat mezi 103 – 104% vnitřní délky dolní končetiny (Shennum, DeVries, 1976, pp. 119 – 120). V praxi je jednou z nejčastěji užívaných metodik umístění pedálu do kaudální pozice, kdy je kolenní kloub v maximální možné extenzi. Úhel v kolenním kloubu by pak měl být v rozsahu 25 – 30°. Nikdy nedochází k jeho plné extenzi, uzamčení či výrazné extenzi v kloubu kyčelním, což můžeme vidět u nezkušených jezdců. Následné odchylky

pak korigujeme úpravou výšky sedla (Asplund, StPierre, 2004, p. 30; Tamborindeguy, Bini, 2009, pp. 1 – 2).

Patela by měla být v pozici 90° přímo v úrovni středu osy pedálu – předozadní i bočný pohled. Korigovat dále můžeme i vzdálenost sedla od řídítek a jeho horizontální orientaci (Callaghan, 2005, p. 232). Obecně platí pravidlo, že v pozici s pedály ve vodorovné poloze by měla kolmice spuštěná od kolene protínat právě střed pedálu (Asplund, StPierre, 2004, p. 30). Celkové nastavení je však vysoce individuální záležitostí, neexistuje tedy paušální jednotné pravidlo pro optimální nastavení (Moore, 2008, p. 7).

Celkovou kinematiku dolních končetin a svalovou aktivitu může ovlivnit i umístění chodidla na pedálu – tedy jeden z hlavních kontaktů cyklisty a kola a zároveň místo přenosu energie jezdce na kolo. Obecně uznávanou pozicí je umístění hlavičky prvního metatarsu do oblasti osy pedálu (Callaghan, 2005, p. 232). Rozlišujeme dvě základní pozice – anteriorní, která je běžně využívána cyklisty a posteriorní, která sice v běžné cyklistické praxi využívána není, ale může být přínosná při rehabilitaci talokrurálního kloubu a Achillovy šlachy (Sickle, Hull, 2007, pp. 1262 – 1263). V anteriorní pozici je střed pedálu umístěn v oblasti metatarsofalangeálního kloubu palce. Tato pozice snižuje nároky na ligamenta kolenního kloubu a je velice efektivní – poskytuje maximální mechanickou výhodu pro mm. gastrocnemii a m. soleus (Timmer, 1991, p. 111). V posteriorní pozici je střed pedálu v oblasti středu plosky nohy (Fonda, Sarabon, 2010, p. 190). V této pozici dochází ke zvýšení aktivity m. gluteus medius a m. rectus femoris. Nedochází však k dostatečnému rozsahu pohybu v hlezenním kloubu, který je nutný ke změně vertikálně orientovaného silového vektoru (Timmer, 1991, p. 111). Sickle a Hull v závěru své studie uvádějí, že pozice nohy nijak neovlivňuje ekonomiku či efektivitu jízdy, což dokazují na hodnotách maximální spotřeby kyslíku (dále VO<sub>2</sub>max) (Sickle, Hull, 2007, p. 1264)

Martin et al. ve své studii zkoumající optimální nastavení kola u skupiny výkonnostních a rekreačních jezdců zjistili, že celých 82% rekreačních a 79% výkonnostních cyklistů mělo své kolo nastaveno neoptimálně (Martins et al., 2007, p. 183).

### *Intrinsic factors*

Naprostou stejnou pozornost, kterou cyklisté věnují optimálnímu nastavení jednotlivých částí kola, bychom měli věnovat i kontrole segmentů cyklisty. Mnoho autorů doporučuje důkladně zkontrolovat délku obou dolních končetin. V případě jednostranného zkratu může docházet k nevyváženému zatížení. Doporučeným řešením této situace je nastavení kola na delší dolní končetinu a vyplnění mezery mezi pedálem a cyklistickou botou na straně kratší (Callaghan, 2005, p. 231).

#### **1.4.3 Vliv pozice jezdce**

Jak je řečeno v předchozí kapitole věnující se nastavení kola, pro správné zapojení svalů a vhodné biomechanické podmínky jízdy je důležité správné nastavení kola. U elitních jezdců se však setkáváme se situací, kdy vědomě podřizují své postavení na kole aerodynamickým faktorům na úkor správné techniky a správného postavení pohybových segmentů (Rychnovský, Mostecká, 2009, s. 1). Ačkoliv vědci zjistili, že závodní pozice redukuje odpor vzduchu během jízdy, nemusí mít kladný vliv na samotný výkon a to z hlediska aktivace svalů, ale i kardiovaskulárního aparátu či optimální ventilace (Ashe et al., 2003, p. 441). Nověji Sheel et al. uvádějí, že aerodynamická pozice poskytuje větší energetické zásoby (Sheel et al., 1996, pp. 16 – 17), kdežto Gnehm tento fakt vyvrací a tvrdí, že tato pozice je více metabolicky náročná (Gnehm et al., 1997, p. 18). Grappe et al. ve své studii nezjistili žádné signifikantní rozdíly mezi aerobní a běžnou pozicí jezdce (Grappe et al., 1998, p. 336).

Vcelku s překvapivými výsledky přišel Chapman, který se zabýval efektem změny polohy horní poloviny těla na celkové neuromuskulární řízení dolních končetin (Chapman et al., 2008 b, pp. 519 – 524). Využity byly dvě standardní pozice jezdce (aerodynamická a vzpřímená) u 10 elitních cyklistů, 10 triatlonistů a 10 rekreačních jezdců. Bylo zjištěno, že změna orientace horní poloviny těla do určité míry ovlivňuje neuromuskulární řízení dolních končetin. Aerodynamická pozice byla spjata s nižší relaxací svalů neaktivní končetiny během práce druhé dolní končetiny a větší koaktivací svalů v případě triatletů a rekreačních jezdců. U elitních cyklistů k tak výrazným změnám nedochází, což vnímáme jako reakci na dlouhodobý

a intenzivní trénink a následnou adaptaci na tuto „nepřirozenou pozici“. Naopak Savelberg, Van de Port a Willems uvádějí, že změna orientace horní části těla signifikantně mění pohybové vzory v oblasti dolních končetin a také aktivaci svalů aktivní dolní končetiny. Reakce profesionálního cyklisty však podle nich nemůžeme srovnávat s reakcemi běžné populace (Savelberg, Van de Port, Willems, 2003, p. 310).

Znovu však musíme podotknout, že otázka aerodynamiky jezdce není natolik vyhrocená, protože trénování cyklisté díky kvalitním a novým komponentům kol tráví v nefyziologické aerodynamické pozici méně než 10% celkového času – prohlášení Australského Institutu Sportu (Chapman, 2008 b, p. 524). Ashe zároveň upozorňuje, že většina studií zabývajících se aerodynamickou pozicí a jejím vlivem na jízdu byla vytvořena právě na trénovaných cyklistech. Trénink však způsobuje určitou adaptaci, a proto nemůžeme výsledky těchto studií vztahovat na celou společnost. Zároveň udává, že studie, které by se týkaly netrénovaných cyklistů, nejsou dostupné (Ashe et al., 2003, p. 441).

## 2 CÍLE A HYPOTÉZY

Hlavním cílem této práce je objektivizovat cyklistický krok výkonnostních a amatérských jezdců, posoudit, zda existuje nárůst svalové aktivity v průběhu progresivního zvyšování zátěže, porovnat symetrii zatěžování a rozdílnost ve výkonu v daném frekvenčním spektru. Součástí je i individuální analýza techniky jízdy amatérských a výkonnostních cyklistů.

- **Hypotéza H<sub>01</sub>**

Aktivita vybraných svalů dominantní dolní končetiny zkoumaného souboru se během progresivního zvyšování zátěže nemění.

- **Hypotéza H<sub>02</sub>**

Aktivita vybraných svalů dominantní dolní končetiny amatérských cyklistů se během progresivního zvyšování zátěže nemění.

- **Hypotéza H<sub>03</sub>**

Aktivita vybraných svalů dominantní dolní končetiny výkonnostních cyklistů se během progresivního zvyšování zátěže nemění.

- **Hypotéza H<sub>04</sub>**

V průběhu zvyšování zátěže není rozdíl v nárůstu svalové aktivity vybraných svalů dominantní dolní končetiny mezi amatérskými a výkonnostními cyklisty.

- **Hypotéza H<sub>05</sub>**

Symetrie svalové aktivity pravé a levé dolní končetiny u amatérských cyklistů se pro vybrané svaly neliší od symetrie svalové aktivity u výkonnostních cyklistů.

- **Hypotéza H<sub>06</sub>**

Výkon dominantní dolní končetiny amatérských cyklistů se pro vybrané svaly v daném frekvenčním spektru neliší od výkonu dominantní končetiny výkonnostních cyklistů.

### 3 METODIKA VÝZKUMU

Měření probíhalo na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci v kineziologické laboratoři v rámci Ústavu fyzioterapie Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého.

#### 3.1 Charakteristika zkoumaného souboru

Studie se mohli zúčastnit pouze muži, ve věkové kategorii 20 – 30 let, podobné výšky a váhy. Ze zkoumaného souboru (dále ZS) byli vyloučeni probandi s manifestující se pozitivní úrazovou anamnézou, s výrazně modifikovaným stereotypem jízdy či probandi, kteří v důsledku nízké fyzické výkonnosti netolerují zátěž po dobu nutnou k provedení kompletního měření. Měření se celkově zúčastnilo 16 probandů (8 výkonnostních a 8 amatérských). Průměrný věk celé skupiny byl 25,94 let (SD 2,59), výška pacientů 182,00 cm (SD 6,99), hmotnost 75,94 kg (SD 8,05), průměrný body mass index (dále BMI) 22,93 (SD 2,02). Všichni probandi udávali dominantní horní i dolní končetinu pravou.

##### *Skupina výkonnostních jezdců*

Skupina výkonnostních jezdců (dále skupina V) zahrnovala 8 probandů. Jednalo se o aktivní cyklisty, kteří pravidelně trénují a zúčastňují se závodů na republikové úrovni. Jejich průměrný věk byl 25,88 let (SD 3,11), jejich průměrná výška 182,13 cm (SD 8,33), hmotnost 74,00 kg (SD 4,06), BMI 22,37 (SD 1,46). Z toho 3 se specializují na horskou cyklistiku, 2 na silniční cyklistiku a 3 se věnují oběma disciplínám. Jejich průměrný roční objem tréninku je 9937,50 km (SD 4863,37).



### ***Skupina amatérských jezdců***

Skupina amatérských jezdců (dále skupina A) zahrnovala 8 probandů, kteří se cyklistice výkonnostně nevěnují a nezúčastňují se závodních aktivit. Jejich průměrný věk byl 26,00 let (SD 1,94), jejich průměrná výška 181,88 cm (SD 5,33), hmotnost 77,88 kg (SD 10,28), BMI 23,48 (SD 2,33). Z toho 5 na kole zcela nejezdí, 3 využívají občasné horské kolo. Jejich průměrný roční objem tréninku je 67,50 km (SD 93,24).

## **3.2 Postup měření**

### **3.2.1 Dotazník a kineziologický rozbor**

Všichni probandi podepsali informovaný souhlas s měřením (Příloha 1) a byla jim odebrána osobní anamnéza formou dotazníku. Dále bylo provedeno základní vyšetření a kineziologický rozbor se zaměřením na rozsahy kloubů, testy zkrácených svalů, délkové a obvodové parametry a dominanci končetin (Příloha 2).

### **3.2.2 Měření svalové aktivity**

Pro měření bylo využito 16-ti kanálového polyelektromyografického (dále polyEMG) přístroje MyoSystem 2500 firmy Noraxon® spárovaného s počítačem prostřednictvím TeleMyo PC Interface zařízení. Byly využity jednorázové EMG Ag-AgCl elektrody Kendall typu H92SG o velikosti 48 x 34 mm. Pokožka byla před jejich aplikací ošetřena abrazivní pastou a důkladně otřena a osušena. Elektrody byly umístěny párově na svalová břívka kolmo na dlouhou osu svalových vláken, důkladně palpovaných během svalové kontrakce. Jejich okraje se po nalepení lehce dotýkaly. Svaly byly snímány bilaterálně: m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis. Referenční elektroda byla umístěna na oblast pately vlevo.

Zesilovače a kabely byly důkladně fixovány k tělu antialergenní elastickou páskou k eliminaci pohybových artefaktů.

Zároveň bylo využito i dvou jednoosých goniometrů, které zaznamenávaly rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině v korelaci s videozáznamem. Goniometry byly umístěny bilaterálně na kolenní klouby z laterální strany v úrovni dolní třetiny stehna a horní třetiny bérce.

### **3.2.3 Průběh měření**

Při měření jsme se snažili v místnosti laboratoře zajistit optimální a pro všechna měření stejné podmínky tak, aby měly minimální rušivý vliv, tj. především nehlukné prostředí. Měření probíhalo na stacionárním cyklistickém trenažéru značky Formerfit – Speedbike s možností nastavení výšky a předozadní pozice sedla i řídítek a bezpečnostní pákou, prostřednictvím které je možné jízdu okamžitě ukončit. Tento cyklotrenažér je vybaven magnetickou brzdou, kde odpor šlapání vytváří permanentní magnet, který svou polohou k setrvačníku mění brzdný účinek. To umožňuje jízdu v 6 odlišných zátěžích s volnoběhem. Celková zátěž je 10 kg, rozdělených na 6 převodových stupňů (v této studii bylo využito pouze zátěží 1 – 4). Využito bylo speciálního Shimano Pedaling Dynamics (dále SPD) nášlapného systému a probandi měli obuty speciální cyklistické tretry, které byly pevně fixovány v pedálech. Důraz byl kladen především na plnou volnost pohybu probanda. Měření bylo snímáno dvěma kamerami – jednou v předozadním směru (Panasonic HDC-SD9), druhou v bočním směru (SONY HDR-CX130E) umístěných na stativěch. Kamery byly umístěny v předem definovaných pozicích, které zůstaly pro všechna měření stejné. Záznam kamer probíhal synchronně se záznamem z polyEMG a goniometrů.

Po aplikaci 16-ti kanálového polyEMG a goniometru jsme provedli klidovou kalibraci v uvolněném stoji. Poté nasedl proband na trenažér, který byl individuálně seřízen dle jeho antropometrických parametrů se sklonem trupu  $\pm 75^\circ$  a dlaněmi položenými v základní pozici na řídítkách s lokty pokrčenými přibližně v  $10^\circ$  flexi. Kolenní klouby během jízdy dosahovaly při pohybu do extenze maximálně  $30^\circ$ , v žádném případě nedocházelo k nulové extenzi. Primární byl však subjektivní pocit pohodlí na kole.

Nejdříve se proband 10 minut rozehrával při nastavené nejnižší zátěži. Následná jízda probíhala v různých stupních zátěže (1, 2, 3, 4), přičemž zátěž 4 představovala submaximální zátěž a zátěž 1 tzv. bazální. V každé zátěži byla měřena celkově 1 minuta jízdy. Mezi jednotlivými měřeními probíhaly pauzy do subjektivního pocitu odpočinku probanda. Pro zajištění pravidelnosti kadence šlapání byl využit metronom nastavený na frekvenci 100 rpm. Probandi byli instruováni, aby dodržovali tempo udávané zvukovým signálem v konstantní frekvenci.

### **3.3 Vyhodnocení**

Surový EMG signál byl nejdříve zrektifikován tzv. full wave rectification. Všechny negativní amplitudy byly konvertovány do pozitivních amplitud = negativní vlny byly přesunuty do pozitivních hodnot. Takto zpracovaný signál musel být dále vyhlazen, čímž došlo k redukci náhodných křivek a sumačních hodnot – tzv. smoothing. Využito bylo tzv. Root Mean Square (dále RMS) smoothing s časovým rozpětím, tzv. time window 300 ms.

K záznamu a zpracování naměřených dat sloužil software MyoResearch XP Master Edition 1.08. V každé zátěži byl zhotoven minutový záznam jízdy. Z tohoto záznamu bylo v jeho polovině vybráno 7 po sobě jdoucích náhodných opakování (cyklů), které byly zprůměrovány. Hodnocen byl celý cyklus definovaný jako otočka z pozice TDC (top dead center – 0°) znovu do té samé. Úsek mezi markery byl počítačově analyzován. Využito bylo dvou typů analýz – Average Activation Pattern Report a Spectrum Report. Číselné hodnoty svalové aktivity jednotlivých svalů (RF, VL, VM, TA, BF, VL, VM) byly poté převedeny prostřednictvím programu Microsoft Excel do tabulky, kde byla data dále zpracována.

#### **3.3.1 Procentuální nárůst svalové aktivity v průběhu zvyšování zátěže**

Abychom mohli hodnotit aktivitu jednotlivých svalů a tuto hodnotu dále porovnávat s jinými svaly či jinými subjekty, museli jsme data normalizovat vzhledem k předem stanovené hodnotě. V našem experimentu jsme zvolili aktivitu dynamickou –

bazální stupeň jízdy, který představovala jízda na nejnižší možné zátěži, tedy zátěži 1. Hodnoty svalové aktivity jsme dále vyjádřili jako procentuální nárůst vzhledem k těmto bazálním hodnotám, kdy zátěž 1 představovala 100% aktivity. Data jsme vyjádřili pro každý sval, pravou i levou dolní končetinu (dále PDK a LDK) a obě skupiny zvlášť a zaznamenali do tabulek. Vzhledem k tomu, že všichni probandi udávali dominantní končetinu pravou, dále jsme procentuální nárůst porovnávali pouze pro PDK. Jednotlivá data jsme zanesli do tabulky pro každý sval a pro obě skupiny zvlášť.

### 3.3.2 Výpočet Asymetry ratio

Koeficient nazvaný Asymetry Ratio (dále AR) vyjadřuje míru asymetrie v aktivitě levé a pravé dolní končetiny. Pro výpočet sloužila data z analýzy celého cyklu (tedy jednoho otočení kolem celé kružnicové trajektorie), ze 7 po sobě jdoucích cyklů a jejich průměrné hodnoty, které byly normalizovány vzhledem k bazální aktivitě při zátěži 1. Asymetry ratio jsme pak vypočítali rozdílem normalizované průměrné hodnoty svalové aktivity daného svalu LDK a PDK.

Vzorec pro výpočet AR:

$$AR = MEAN_{LDK} - MEAN_{PDK}$$

Čím více se pak výsledná hodnota blíží hodnotě 0, tím více jsou obě končetiny ve svalové aktivitě daného svalu symetrické. Pokud je hodnota nižší než 0, aktivita daného svalu je vyšší na LDK, pokud je hodnota vyšší než 0, aktivita daného svalu je vyšší na PDK. Asymetry ratio bylo vypočítáno pro každý jednotlivý sval a obě skupiny (amatérské/výkonnostní jezdce) zvlášť a jednotlivé hodnoty byly zaneseny do tabulky.

### 3.3.3 Power spectrum

U každého z výše zmíněných svalů jsme pomocí analýzy Spectrum Report na základě rychlé Fourierovy transformace (Fast Fourier Transformation) vyjádřili

závislost výkonu ve frekvenčním spektru 0 – 500 Hz. Toto frekvenční spektrum jsme následně zúžili podle maximálních hodnot výkonu, čímž pro každý sval vzniklo charakteristické frekvenční rozpětí (Tab. 1). Dále jsme hodnotili parametr Area, což je plocha pod křivkou závislosti amplitudy na frekvenci – dále popisováno jako výkon ( $\mu\text{V} \cdot \mu\text{V} \cdot \text{s} \cdot \text{Hz}$ ). Jednotlivá frekvenční spektra dále sloužila k bližšímu porovnání výkonového rozložení a křivek závislosti frekvence na výkonu.

**Tab. 1** Frekvenční rozpětí pro jednotlivé svaly podle maximálních hodnot výkonu

<b>sval</b>	<b>Hz</b>
RF	20 – 100
VL	0 – 80
VM	0 – 80
TA	0 – 120
BF	0 – 80

Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris

### 3.3.4 Analýza techniky jízdy

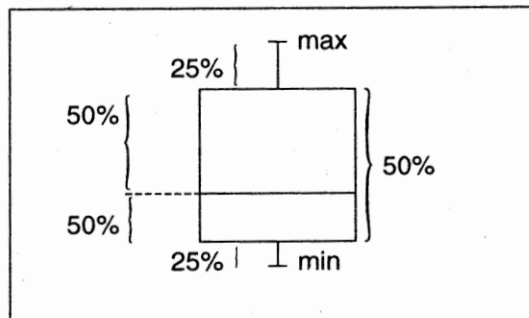
K analýze cyklistického kroku a techniky jízdy výkonnostního a amatérského cyklisty jsme využili 2 digitální kamery v kolmém směru. Kamery tedy snímaly jezdce v předozadním a levoprávním záběru. Využito bylo také 2 jednoosých goniometrů. Ty byly připevněny v předem definované pozici – jedno rameno goniometru bylo připevněno z vnější strany na stehno nad střed laterální štěrbinu kolenního kloubu, druhé rameno bylo umístěno z vnější strany na střed bérce. V grafickém programu Adobe Photoshop jsme snímky dále upravili a pro lepší znázornění odchylek proložili jednotlivými segmenty a definovanými úseky barevné osy.

### 3.4 Statistické zpracování

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software SPSS verze 15, Inc. Chicago USA a program Microsoft Excel 2010. Pro statistické zhodnocení dat byl použit neparametrický dvouvýběrový Mann-Whitney test a neparametrické párové Wilcoxonovy testy. Tyto dva testy byly vybrány vzhledem k omezenému počtu probandů v jednotlivých skupinách. Při takto malém počtu dat je problematické ověřit, zda daná veličina má normální rozdělení potřebné při použití parametrických metod. Všechny testy byly provedeny na hladině statistické významnosti  $p = 0,05$ .

Vizuální znázornění bylo vytvořeno pomocí krabicových grafů (box graf) (Obr. 6). Křivky svalového nárůstu byly vykresleny pomocí ANOVA analýzy.

**Obr. 6** Znázornění rozložení dat pomocí box (krabicového) grafu



## 4 VÝSLEDKY

**Hypotézu H<sub>01</sub>** ve znění „Aktivita vybraných svalů dominantní dolní končetiny zkoumaného souboru se během progresivního zvyšování zátěže nemění“ **zamítáme pro všechny vybrané svaly – RF, VL, VM, VL, TA, BF** ( $p < 0,05$ ).

Hodnoty popisné statistiky znázorňuje Příloha 3 a výsledky Wilcoxonova párového testu Tab. 2.

**Tab. 2** Testová statistika pro hypotézu H<sub>01</sub> (ZS)

Sval	ZS – Wilcoxonův párový test		
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$		
	Počet	Z	p-hodn.
RF	16	3,516196	0,000438
VL	16	3,516196	0,000438
VM	16	3,516196	0,000438
TA	16	3,516196	0,000438
BF	16	3,516196	0,000438

Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, Z – hodnoty testovacího kritéria, p-hodn. – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu

**Hypotézu H<sub>02</sub>** ve znění „Aktivita vybraných svalů dominantní dolní končetiny amatérských cyklistů se během progresivního zvyšování zátěže nemění“ **zamítáme pro všechny vybrané svaly – RF, VL, VM, VL, TA, BF** ( $p < 0,05$ ).

Hodnoty popisné statistiky znázorňuje Příloha 3 a výsledky Wilcoxonova párového testu Tab. 3.

**Tab. 3** Testová statistika pro hypotézu H<sub>02</sub> (skupina A)

Sval	A – Wilcoxonův párový test		
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$		
	Počet	Z	p-hodn.
RF	8	2,520504	0,011719
VL	8	2,520504	0,011719
VM	8	2,520504	0,011719
TA	8	2,520504	0,011719
BF	8	2,520504	0,011719

Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, Z – hodnoty testovacího kritéria, p-hodn. – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu

**Hypotézu H<sub>03</sub>** ve znění „Aktivita vybraných svalů dominantní dolní končetiny výkonnostních cyklistů se během progresivního zvyšování zátěže nemění“ **zamítáme pro všechny vybrané svaly – RF, VL, VM, VL, TA, BF** ( $p < 0,05$ ).

Hodnoty popisné statistiky znázorňuje Příloha 3 a výsledky Wilcoxonova párového testu Tab. 4.

**Tab. 4** Testová statistika pro hypotézu H<sub>03</sub> (skupina V)

Sval	V – Wilcoxonův párový test		
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$		
	Počet	Z	p-hodn.
RF	8	2,520504	0,011719
VL	8	2,520504	0,011719
VM	8	2,520504	0,011719
TA	8	2,520504	0,011719
BF	8	2,520504	0,011719

Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, Z – hodnoty testovacího kritéria, p-hodn. – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu



Wilcoxonovým párovým testem bylo pro skupinu amatérských i výkonostních cyklistů prokázáno, že aktivita všech sledovaných svalů (RF, VL, VM, TA, BF) dominantní pravé dolní končetiny je v zátěži 4 statisticky významně vyšší než v zátěži 3, v zátěži 3 statisticky významně vyšší než v zátěži 2 a v zátěži 2 statisticky významně vyšší než v bazální zátěži 1. Hladina statistické významnosti byla pro obě skupiny  $p = 0,011719$ , pro celý zkoumaný soubor pak  $0,000438$ .

**Hypotézu H<sub>04</sub>** ve znění „V průběhu zvyšování zátěže není rozdíl v nárůstu svalové aktivity vybraných svalů dominantní dolní končetiny mezi amatérskými a výkonostními cyklisty“ **nelze zamítnout pro žádný z vybraných svalů (RF, VL, VM, TA, BF)**, nebyly prokázány statisticky významné rozdíly ( $p > 0,05$ ).

Hodnoty popisné statistiky znázorňuje Příloha 3 a výsledky Mann-Whitneyho U-testu Tab. 5.

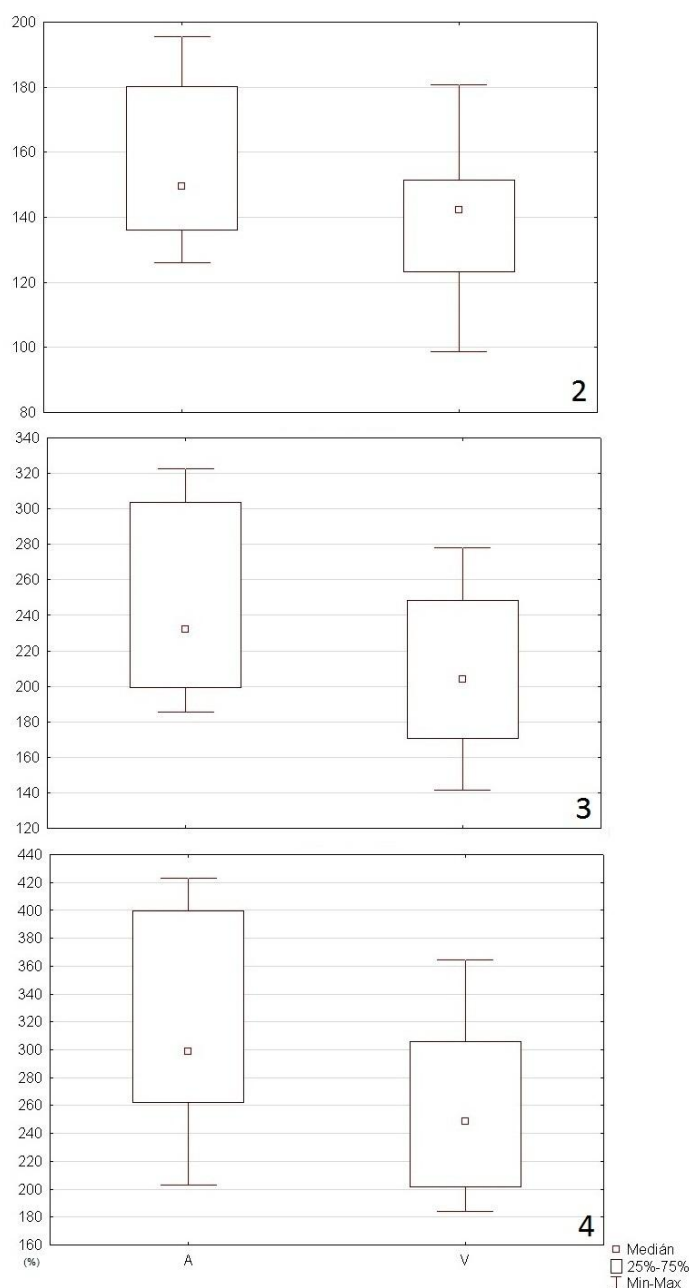
**Tab. 5** Testová statistika pro hypotézu H<sub>04</sub>

Sval	Zátěž	Mann-Whitneyův U-test			
		Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
		U	Z	p-hodn.	N
RF	1	28	0,367574	0,713192	8
	2	29	0,262553	0,792896	8
	3	30	0,157532	0,874826	8
VL	1	18	1,417784	0,156255	8
	2	19	1,312763	0,189264	8
	3	17	1,522805	0,127809	8
VM	1	19	1,312763	0,189264	8
	2	20	1,207742	0,227148	8
	3	18	1,417784	0,156255	8
TA	1	24	-0,787658	0,430898	8
	2	30	0,157532	0,874826	8
	3	28	0,367574	0,713192	8
BF	1	30	0,157532	0,874826	8
	2	24	0,787658	0,430898	8
	3	20	1,207742	0,227148	8

Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, Z – hodnoty testovacího kritéria, N – počet testovaných v souboru, p-hodn. – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, U – hodnota testového kritéria Mann-Whitney U-testu

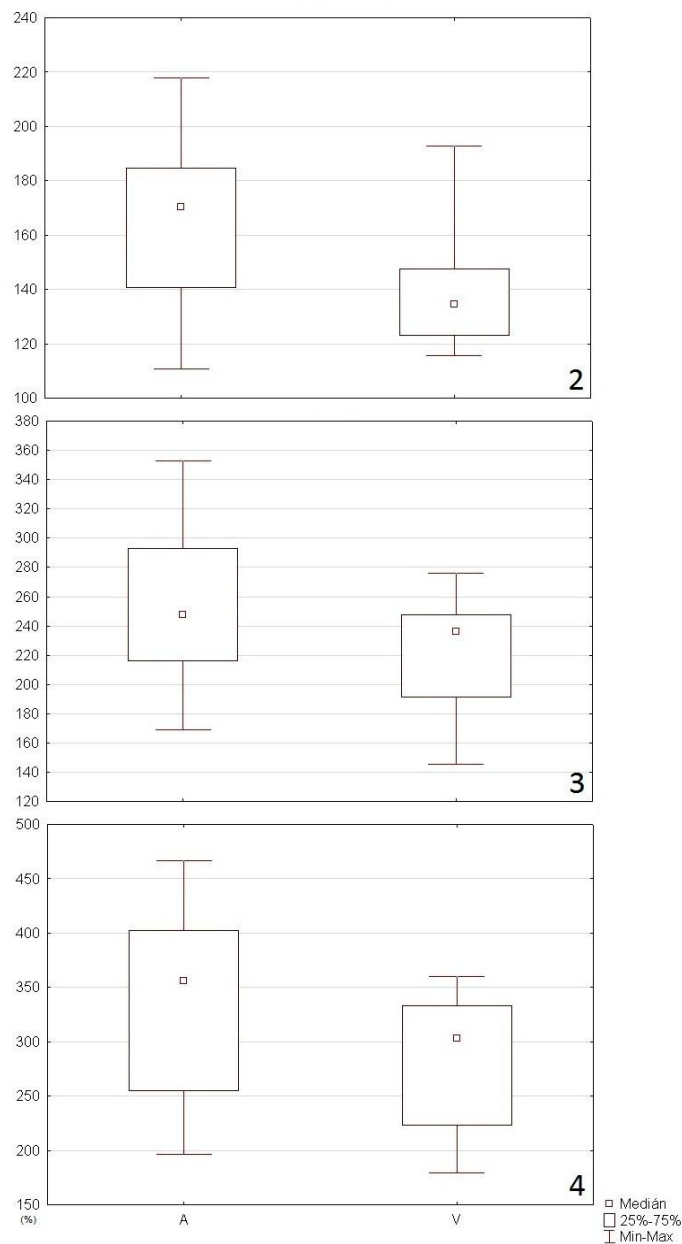
Mann-Whitney testem nebyly prokázány statisticky významné rozdíly v nárůstu svalové aktivity dominantní pravé dolní končetiny mezi amatérskými a výkonnostními cyklisty. Hladina statistické významnosti je ve všech případech vyšší než 0,05. Nejvíce se této hodnotě blíží svaly VL a VM. Rozložení dat nárůstu svalové aktivity těchto svalů zobrazuje Graf 1 a Graf 2. Z grafu je patrné, že hodnoty maxima, minima, mediánu i průměru jsou u výkonnostních cyklistů nižší než u cyklistů amatérských.

**Graf 1** Rozložení dat nárůstu svalové aktivity m. vastus lateralis



Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní, 2,3,4 – jednotlivé zátěže

**Graf 2** Rozložení dat nárůstu svalové aktivity m. vastus medialis



Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní, 2,3,4 – jednotlivé zátěže

**Hypotézu H<sub>05</sub>** ve znění „Symetrie svalové aktivity pravé a levé dolní končetiny amatérských cyklistů se pro vybrané svaly neliší od symetrie svalové aktivity u výkonnostních cyklistů“ **nelze zamítnout pro žádný z vybraných svalů (RF, VL, VM, TA, BF, GL, GM)**, nebyly prokázány statisticky významné rozdíly ( $p > 0,05$ ).

Hodnoty popisné statistiky znázorňuje Příloha 4 a výsledky Mann-Whitneyho U-testu Tab. 6.

**Tab. 6** Testová statistika pro hypotézu  $H_05$

Sval	Mann-Whitneyův U-test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	U	Z	p-hodn.	N platn.
RF	25	0,682637	0,494837	8
VL	22	-0,9977	0,318426	8
VM	31	-0,05251	0,958122	8
TA	23	0,892679	0,372030	8
BF	27	0,472595	0,636503	8
GL	19	1,312763	0,189264	8
GM	15	1,732847	0,083124	8

Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, GL – m. gastrocnemius lateralis, GM – m. gastrocnemius medialis, Z – hodnoty testovacího kritéria, N platn. – počet testovaných v souboru, p-hodn. – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, U – hodnota testového kritéria Mann-Whitney U-testu

Mann-Whitney testem nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi symetrií svalové aktivity amatérských a výkonnostních cyklistů. Hladina statistické významnosti je ve všech případech vyšší než 0,05.

**Hypotézu  $H_06$**  ve znění „Výkon dominantní dolní končetiny amatérských cyklistů se pro vybrané svaly v daném frekvenčním spektru neliší od výkonu dominantní končetiny výkonnostních cyklistů“ **zamítáme pro TA** ( $p < 0,05$ ). U svalů RF, VL, VM, TA, BF nebyly prokázány statisticky významné rozdíly, proto pro tyto svaly nelze hypotézu zamítnout ( $p > 0,05$ ).

Hodnoty popisné statistiky znázorňuje Příloha 5 a výsledky Mann-Whitneyho U-testu Tab. 7.

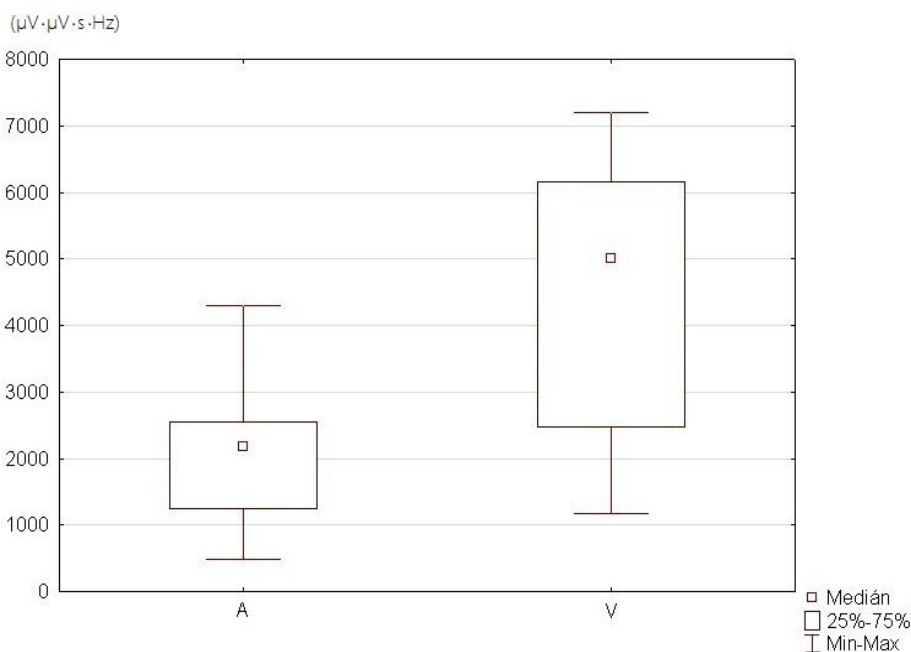
**Tab. 7** Testová statistika pro hypotézu  $H_0$

Sval	Mann-Whitneyův U-test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	U	Z	p-hodn.	N platn.
RF	28	-0,36757	0,713192	8
VL	26	-0,57762	0,563524	8
VM	30	0,15753	0,874826	8
TA	11	-2,15293	0,031325	8
BF	14	-1,83787	0,066083	8

Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, Z – hodnoty testovacího kritéria, N – počet testovaných v souboru, p-hodn. – dosažená hladina statistické významnosti příslušného testu, U – hodnota testového kritéria Mann-Whitney U-testu

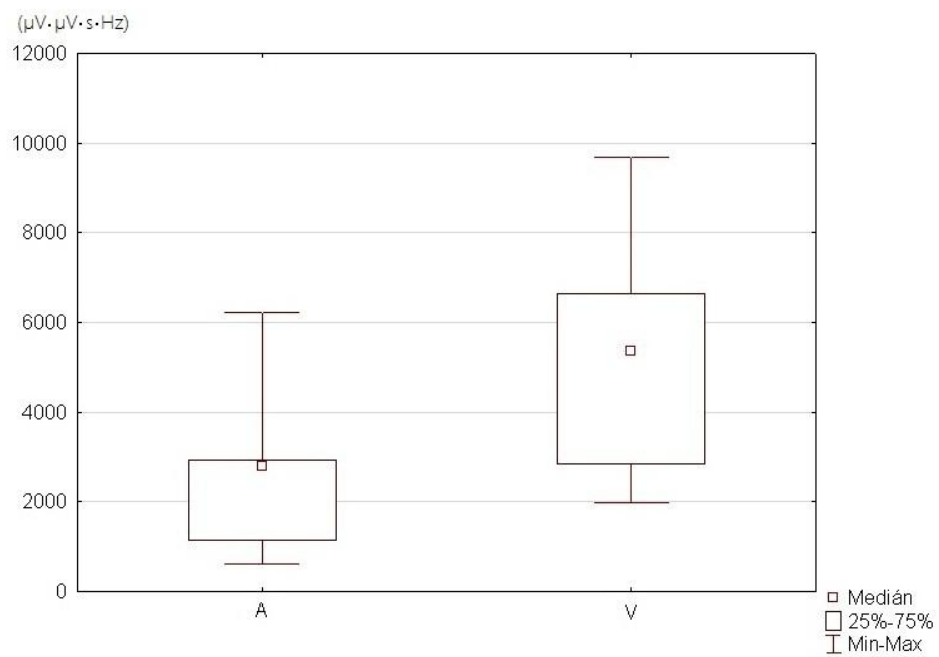
Mann-Whitney testem byly prokázány statisticky významné rozdíly ve výkonu pro TA. Hladina statistické významnosti je 0,031325. Rozložení dat výkonu TA skupiny A a V znázorňuje Graf 3. V případě svalů RF, VL, VM, BF nebyly prokázány statisticky významné rozdíly ve výkonu skupiny A a skupiny V. Hladina statistické významnosti je ve všech případech vyšší než 0,05. Nejvíce se této hodnotě blíží BF. Rozložení dat výkonu tohoto svalu znázorňuje Graf 4.

**Graf 3** Rozložení dat výkonu m. tibialis anterior



Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní

**Graf 4** Rozložení dat výkonu m. biceps femoris



Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní

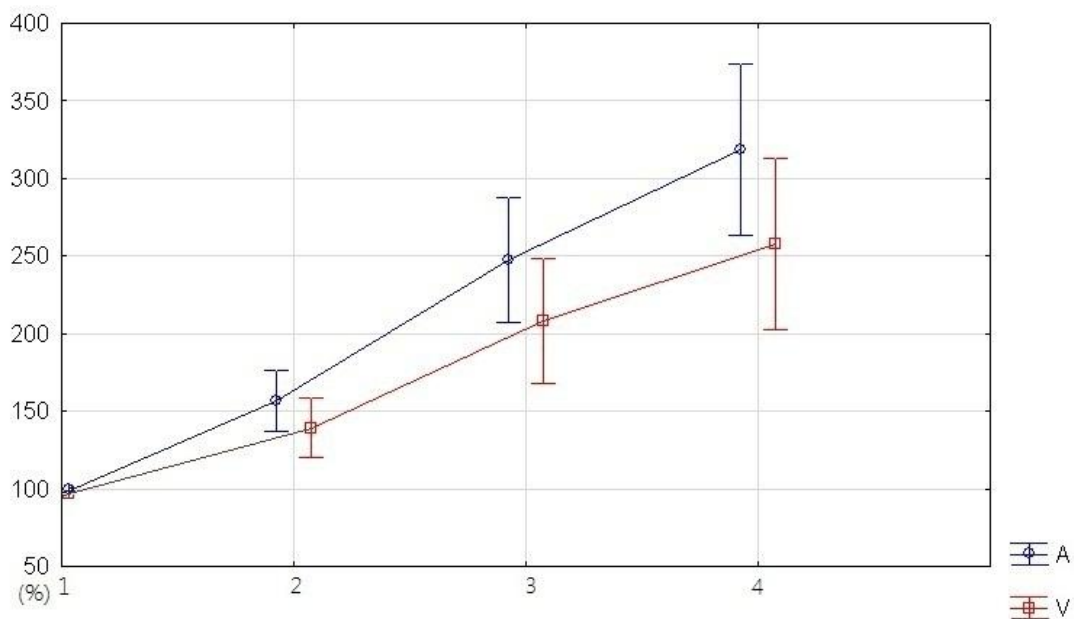
## 5 DISKUZE

### 5.1 Diskuze k analýze nárůstu svalové aktivity

Analýza nárůstu aktivity jednotlivých svalů ukázala statisticky významný nárůst svalové aktivity v průběhu progresivního zvyšování zátěže oproti zátěži bazální. K tomuto nárůstu došlo u obou skupin (A i V). Fenomén nárůstu svalové aktivity lze vysvětlit neurofyziologickým principem sumačních zákonů a náboru motorických jednotek. Zvýšená EMG aktivita je obecně způsobena větším množstvím aktivních motorických jednotek. Tzv. Hennemanovo pravidlo hovoří o postupném náboru motorických jednotek od nejmenších po největší. Při slabé kontrakci tak dochází k aktivaci malých motorických jednotek. K aktivaci větších dochází až s progresí zátěže. Postupně se přechází k sumaci časové, spjaté s harmonizací frekvence jednotlivých výbojů (Enoka, 2001, p. 291).

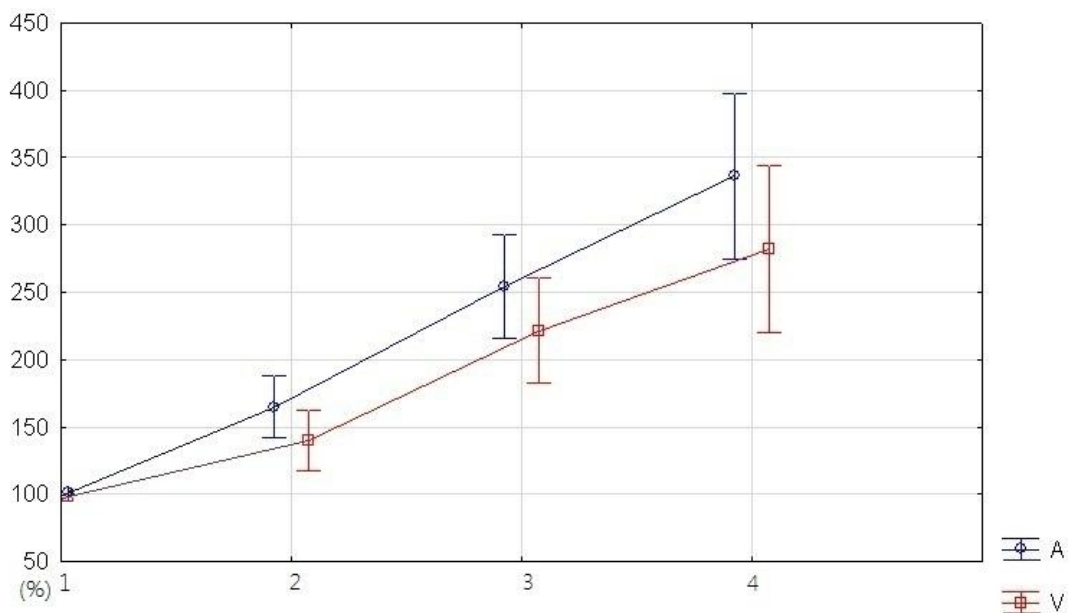
Rozdíly v nárůstu svalové aktivity mezi amatérskými a výkonnostními cyklisty se ukázaly jako statisticky nevýznamné u všech svalů. Navzdory tomuto výsledku lze však při grafickém znázornění vyzorovat určitý diskrepanční trend a to převážně u m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. biceps femoris, méně potom u m. rectus femoris. U amatérských cyklistů pozorujeme vyšší nárůst svalové aktivity v jednotlivých zátěžích oproti cyklistům výkonnostním. Tuto diskrepanci lze pozorovat v grafickém znázornění ANOVA analýzy (Graf 5, Graf 6, Graf 7). Vertikální sloupce označují 0,95 intervaly spolehlivosti.

**Graf 5** Nárůst svalové aktivity m. vastus lateralis



Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní, 1,2,3,4 – jednotlivé zátěže

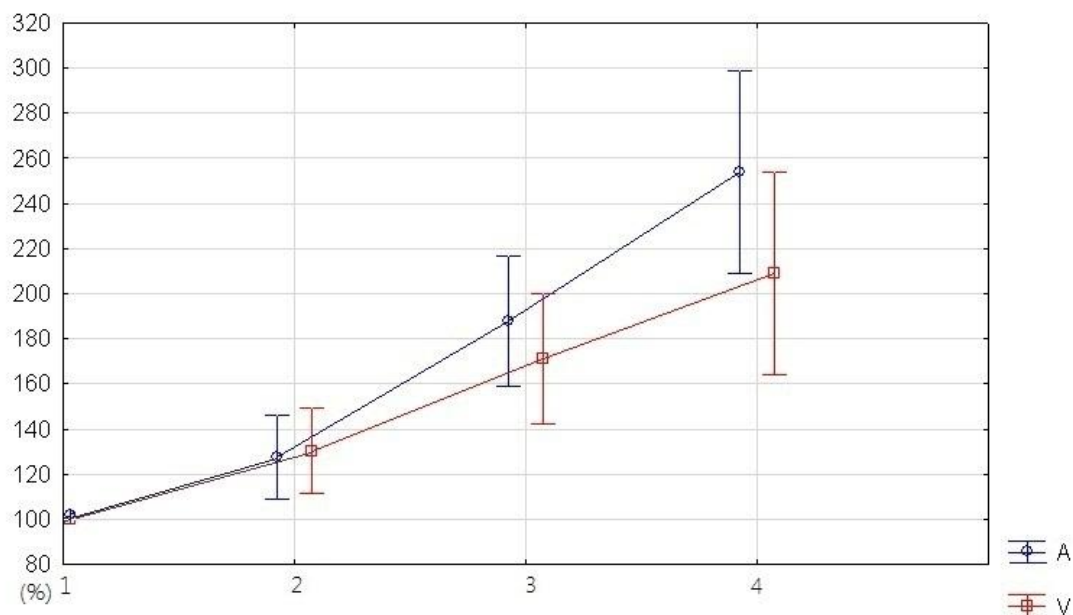
**Graf 6** Nárůst svalové aktivity m. vastus medialis



Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní, 1,2,3,4 – jednotlivé zátěže



**Graf 7** Nárůst svalové aktivity m. biceps femoris



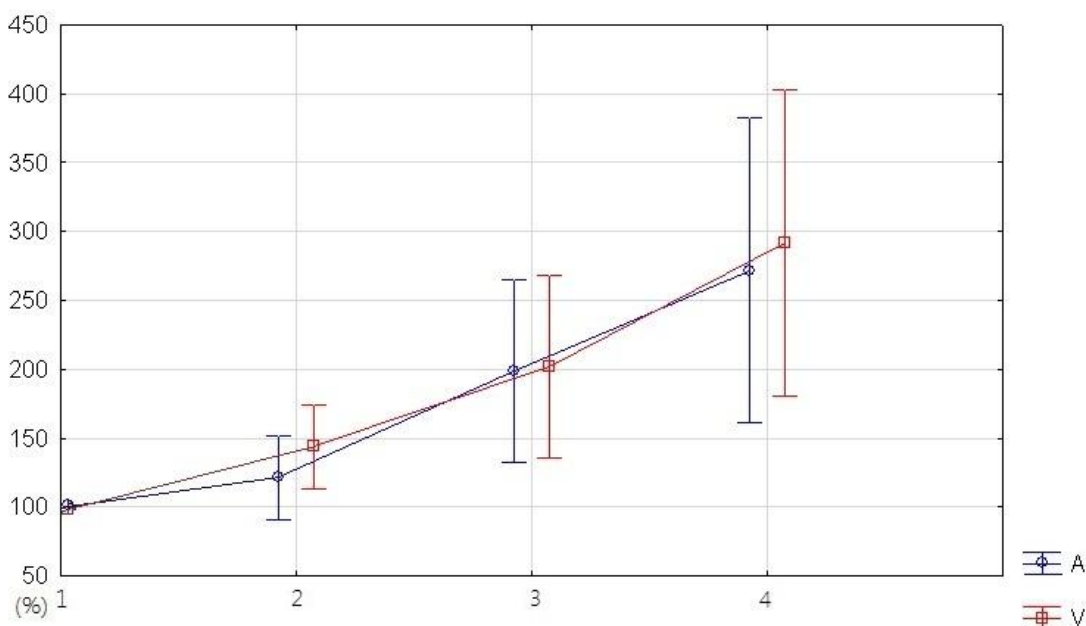
Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní, 1,2,3,4 – jednotlivé zátěže

U výkonnostních jezdců není díky dlouhodobému a systematickému tréninku navzdory vysoké zátěži třeba aktivovat velké motorické jednotky, případně jejich vyšší množství (prostorová sumace) a také nemusí docházet k jejich frekvenční změně (časová sumace) – tzv. rekrutace, což se projeví na celkové svalové aktivitě. U amatérských jezdců je vyšší zátěž nezvyklá, více náročná. Dochází k větším požadavkům na aktivaci motorických jednotek. Enoka v tomto smyslu hovoří o tzv. předurčených aktivačních vzorech, kdy je množství a poměr aktivovaných motorických jednotek determinován požadovaným úsilím. Protože pořadí zapojování je fixované, dochází k postupnému náboru, závislému na požadavcích kontrakce – můžeme tedy hovořit o tzv. účelově orientovaném principu (v anglosaské literatuře označováno jako task oriented, task specific) (Enoka, 2001, p. 291). Při svalové práci dochází i k rozdílné aktivaci jednotlivých typů svalových vláken. Při malých intenzitách zátěže dochází nejdříve k aktivaci pomalých vláken, až s rostoucími nároky se následně aktivují vlákna rychlá oxidativní a glykolytická. Toto rozložení je geneticky predeterminováno. Tréninkem lze však do skladby svalových vláken díky jejich plasticitě zasáhnout. Zastoupení svalových vláken amatérského a výkonnostního

cyklisty se pak bude výrazně lišit a to především ve faktorech vytrvalostních (Dylevský, 2007, s. 163; Enoka, 2001, p. 292).

V případě m. tibialis anterior jsme pozorovali zcela opačný trend. Se zvyšováním zátěže se zvyšoval procentuální nárůst více u výkonnostního cyklisty oproti amatérovi (Graf 8). Tuto aktivitu připisujeme rozdílné technice jízdy (viz Diskuze k analýze techniky jízdy), kdy výkonnostní cyklista využívá více nášlapného systému a aktivizuje tak druhou polovinu kroku, tzv. recovery phase. Tento fakt koreluje i s větším výkonem v daném frekvenčním spektru (viz Diskuze k analýze Power spektra). Právě pro efektivní přenos síly na pedál a zaktivování pasivní poloviny kroku je třeba vyvážená akce dorzálních a plantárních flexorů nohy. Amatérští jezdci se soustřeďují více na aktivní fázi, tzv. power phase a i přes využití nášlapného systému, druhou polovinu kroku nevyužívají.

**Graf 8** Nárůst svalové aktivity m. tibialis anterior



Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní, 1,2,3,4 – jednotlivé zátěže

Rozdíly mezi výkonnostními a amatérskými jezdci zkoumala také studie Sandersona, která se zaměřila na zjištění diferencí mezi jízdou v postupně se měnících podmínkách (zátěži a kadenci). Výsledky přinesly vcelku překvapivé závěry, kdy bylo zjištěno, že obě skupiny se od sebe příliš nelišily. Všichni jezdci vykazovali redukcí indexu efektivity během zvyšování kadence. Autoři tento nesignifikantní výsledek spatřují především v reakci profesionálních cyklistů na jiný typ kola (stacionární trenažér), který jim neumožnil jeho laterální výchylky. Proto nemohli trénovaní cyklisté plnohodnotně uplatnit svou techniku jízdy (Sanderson, 1991, p. 191). Druhou hypotézou této studie byla myšlenka, že výrazné rozdíly se objeví převážně ve velikosti a orientaci sil přenášených na pedál, kdy profesionální cyklisté budou tyto síly vyvíjet více efektivně, což bude zřetelně provázáno i se samotnou technikou jízdy. Ani zde však výsledky neukázaly žádné signifikantní difference mezi oběma skupinami. Určitým východiskem těchto závěrů je hypotéza, že pro výkonnostní cyklisty byla zátěž natolik nízká (100 W, 235 W), že nebyli nuceni využít výhod, které jim poskytuje jejich systematický trénink (Sanderson, 1991, p. 194). Naopak Chapman et al. ve velice podobné studii zjistili, že rozdílnost mezi elitními a amatérskými jezdci se projeví především v aktivitě svalů a v její interindividuální variabilitě. Amatérští jezdci byli zároveň charakterizováni vyšší amplitudou mezi cyklicky se opakujícími aktivitami jednotlivých svalů, tedy v období relativního klidu. Autoři vše připisují faktu, že opakovaně prováděná aktivita vede v případě elitních jezdců k usnadnění neuromuskulární adaptace, která vede k ekonomičtějšímu provedení pohybu a náboru jednotlivých svalů (Chapman, et al., 2008 a, p. 359).

Wakeling a Horn zkoumali změnu aktivace svalů při zvýšené zátěži a zvýšené kadenci jízdy. Zjistili rozdílnost vzhledem k jednotlivým svalům. U m. tibialis anterior se projevila vyšší intenzita při zvýšené kadenci jízdy. Extenzory v hlezenním kloubu vykazují určitou nehomogenitu. Zatímco m. soleus zvýšil svou aktivitu při vyšší zátěži a k jeho aktivaci docházelo během cyklu dříve, mm. gastrocnemii se projevovali více při změně kadence. I m. quadriceps femoris nemůžeme označit jako homogenní sval ve smyslu jeho funkce. Při zvýšení zátěže došlo k mnohem vyšší aktivaci m. rectus femoris oproti m. vastus medialis a m. vastus lateralis (Wakeling, Horn, 2008, p. 848).

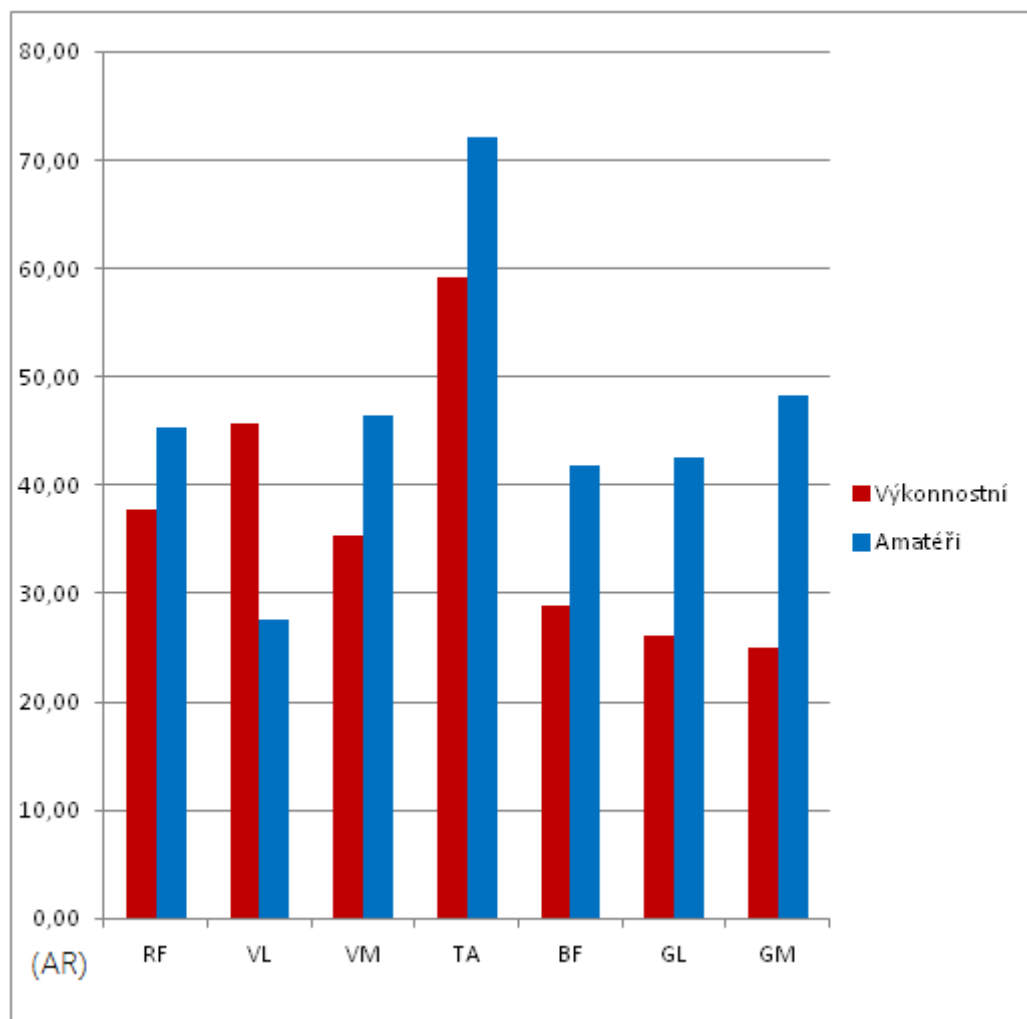
S naprosto rozdílnými názory ve vztahu k porovnání výkonnostních a amatérských cyklistů se setkáváme u dalších studií. Poměrně stará studie Mohra, Allisona a Pattersona uvádí, že neexistují žádné rozdíly ve svalovém náboru mezi

výkonnostními a amatérskými jezdci (Mohr, Allison, Patterson, 1981, p. 163). Nickelberry a Brooks zkoumali jízdu výkonnostních a amatérských cyklistů při frekvenci 50 a 80 rpm v submaximální (75% VO<sub>2</sub>max) individuální zátěži. Autoři překvapivě taktéž nezjistili žádné rozdíly v efektivitě svalové práce mezi oběma skupinami (Nickelberry, Brooks, 1996, p. 1396). Moseley et al. zkoumali stejnou skupinu pod zatížením do maximálního vyčerpání ve frekvenci 80 – 90 rpm. Ani oni však s využitím analýzy metabolických parametrů nenalezli žádné signifikantní rozdíly v efektivitě či ekonomičnosti (Moseley et al., 2004, pp. 374 – 379). Baum a Li uvádějí, že ve studii zkoumající skupinu cyklistů a necyklistů taktéž nebyly zjištěny žádné signifikantní, statisticky významné rozdíly mezi těmito skupinami, ale určité interindividuální změny zjištěny byly (Baum, Li, 2003, p. 181). Změna kadence důsledkem vyšší zátěže vedla v této studii také pouze k výraznějším interindividuálním rozdílům jako následku rozdílných strategií pohybového stereotypu (Baum, Li, 2003, p. 182).

## **5.2 Diskuze k analýze symetrie svalové aktivity**

Pomocí výpočtu koeficientu Asymetry Ratio nebyla zjištěna žádná statisticky významná diference v asymetrii svalové aktivity. Navzdory tomuto faktu lze však v grafickém znázornění (Graf 9) pozorovat trend vyššího koeficientu AR u amatérských jezdců oproti jezdciům výkonnostním (mimo m. vastus lateralis). Právě nižší asymetrii ve svalové aktivitě jednotlivých svalů lze připisat systematickému tréninku výkonnostních cyklistů, kteří této otázce věnují dostatečnou pozornost. Naopak amatérští cyklisté jedou na kole zcela přirozeně, což se projevuje ve zvýšené asymetrii svalové aktivity.

**Graf 9** Koeficient Asymetry Ratio u amatérských a výkonnostních jezdců



Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, GL – m. gastrocnemius lateralis, GM – m. gastrocnemius medialis, AR – asymetry ratio

I přesto, že všichni zkoumaní cyklisté udávali dominantní končetinu pravou, svalová aktivita vybraných svalů se výrazně lišila (Tab. 8).

**Tab. 8** Znárodnění rozložení AR mezi pravou a levou dolní končetinu

subjekt	RF		VL		VM		TA		BF		GL		GM	
	A	V	A	V	A	V	A	V	A	V	A	V	A	V
1	L	L	L	L	P	L	P	L	L	L	P	P	L	L
2	P	P	P	L	L	P	P	L	L	L	P	P	P	P
3	P	P	L	P	L	P	L	P	L	L	L	L	P	P
4	P	P	L	L	L	P	L	L	L	P	P	L	P	L
5	P	P	P	L	P	L	L	P	L	L	L	P	P	L
6	L	L	L	L	L	L	L	L	L	P	L	L	L	P
7	L	P	P	P	P	P	L	P	L	L	P	L	L	L
8	L	P	P	P	P	P	P	L	L	P	P	L	P	P
poměr L/P	<b>4x4</b>	<b>2x4</b>	<b>4x4</b>	<b>5x3</b>	<b>4x4</b>	<b>3x5</b>	<b>5x3</b>	<b>5x3</b>	<b>8x0</b>	<b>5x3</b>	<b>3x5</b>	<b>5x3</b>	<b>3x5</b>	<b>4x4</b>

Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, GL – m. gastrocnemius lateralis, GM – m. gastrocnemius medialis, L/P – poměr převládající aktivity pravé a levé dolní končetiny, L – levý, P – pravý, A – amatérští, V – výkonnostní

Timmer uvádí, že s výraznou asymetrií se setkáváme převážně u rekreačních/amatérských jezdců, což dokazuje na dynamometrických datech. Míru této asymetrie hodnotíme koeficientem silové asymetrie (force-asymmetry ratio). Tento koeficient za normálních okolností činí 100. Pokud je tato hodnota vyšší než 100, znamená to, že se pravá noha zapojuje více než levá, pokud je nižší než 100, jde o situaci opačnou. Pokud k této situaci dojde u výkonnostního cyklisty, doporučuje se modifikovat jeho tréninkový plán a zaměřit se na nedominantní končetinu (Timmer, 1991, p. 112). Určitou možností vzniku asymetrie v aktivitě svalů či přenosu síly na pedál může být i přítomnost diskrepance dolních končetin (Callaghan, 2005, p. 231).

Smack, Neptune a Hull se ve své studii pokusili objektivizovat provázanost asymetrie jízdy s její frekvencí s využitím dvou dynamometrů umístěných na pedál. U 4 z 11 testovaných jedinců objevili rozdíly v symetrii zatěžování během změny frekvence. V závěru však uvádějí, že asymetrie v zatěžování dolních končetin je

výrazně individuální záležitostí a každý jedinec vykazuje jiné zákonitosti změn ve vztahu k rozdílným frekvencím jízdy (Smack, Neptune, Hull, 1999, p. 899). Studie z roku 2007 vytvořená Carpesem et al. uvádí, že se zvyšující se zátěží a intenzitou jízdy dochází k redukci celkové asymetrie (Carpes et al., 2007, p. 51). V novější studii se Carpes, Mota a Faria zabývali hledáním a popisem asymetrie při běhu a jízdě na kole. Zjistili, že asymetrie se velice často vyskytuje u výkonnostně závodící populace. Uvádějí, že u většiny probandů dochází ke zvýraznění asymetrie se zvyšující se zátěží (rozdílně oproti předchozí studii), což může mít markantní vztah ke vzniku zranění (Carpes, Mota, Faria, 2010, p. 136).

### **5.3 Diskuze k analýze Power spectra**

Využití EMG Power spectrum analýzy je jednoduchý neinvazivní způsob, jak zhodnotit změny v aktivitě jednotlivých svalů a získat informace o charakteru aktivity motorických jednotek. Frekvence této analýzy je závislá na průměrné rychlosti aktivních svalových vláken a tato rychlost je vyšší pro fast-twitch vlákna. Proto posun power spectra k vyšším frekvencím znamená aktivaci rychlých motorických jednotek (Komi et al., 2000, p. 1757).

Power spectrum analýza se standardně využívá k prolongovaným izometrickým typům kontrakce. V moderních studiích se však využívá i k analýze aktivit, které jsou primárně dynamické a u kterých se cyklicky střídá koncentrická a excentrická kontrakce (Linnamo, 2002, p. 55).

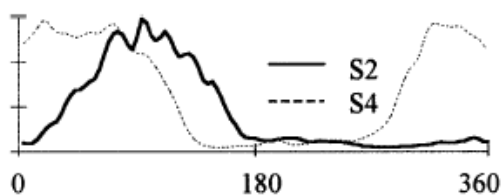
Pomocí power spectra lze také hodnotit svalovou únavu. Ta může být způsobena řadou mechanismů. Obecně dochází ke snížení svalové síly, což se projeví nárůstem svalové amplitudy a poklesem frekvenčního spektra směrem k nižším hodnotám (De Luca, 1997, pp. 159 – 160).

V naší studii byl hodnocen parametr Area, který představuje plochu pod křivkou závislosti amplitudy na frekvenci. Mann-Whitney testem nebyly u většiny svalů prokázány statisticky významné rozdíly mezi výkonem jednotlivých svalů dominantní pravé dolní končetiny mezi amatérskými a výkonnostními cyklisty. Pouze v případě m. tibialis anterior byla statistická významnost nižší než 0,05. K této hodnotě se přiblížila také hodnota m. biceps femoris (0,06). U těchto dvou svalů byly hodnoty

výkonu u výkonnostních jezdců signifikantně vyšší než u jezdců amatérských. Právě tyto dva svaly jsou spojeny s rozdílnou technikou jízdy, konkrétně s aktivním provedením druhé poloviny cyklistického kroku.

Aktivitu m. biceps femoris a jeho variabilitu zkoumala studie Li a Caldwell. Ti uvádějí, že jeho zapojení při jízdě může být u různých subjektů výrazně odlišné. Na Obr. 7 je znázorněna aktivita m. biceps femoris v jednotlivých fázích cyklistického kroku. Subjekt č. 2 vykazuje aktivitu během fáze downstroke, tedy během plynulé extenze v kyčelním a kolenním kloubu, m. biceps femoris zde tedy funguje jako extenzor kyčelního kloubu. Křivka subjektu č. 4 se naopak vyznačuje dvojrcholovým charakterem, m. biceps femoris se zde podílí i na druhé fázi pohybu, tedy na recovery phase. Toto dvojí využití m. biceps femoris odpovídá zcela jistě rozdílné technice jízdy (Li, Caldwell, 1998, p. 933).

**Obr. 7** Rozdílné zapojení m. biceps femoris u dvou subjektů (Li, Caldwell, 1998, p. 933)

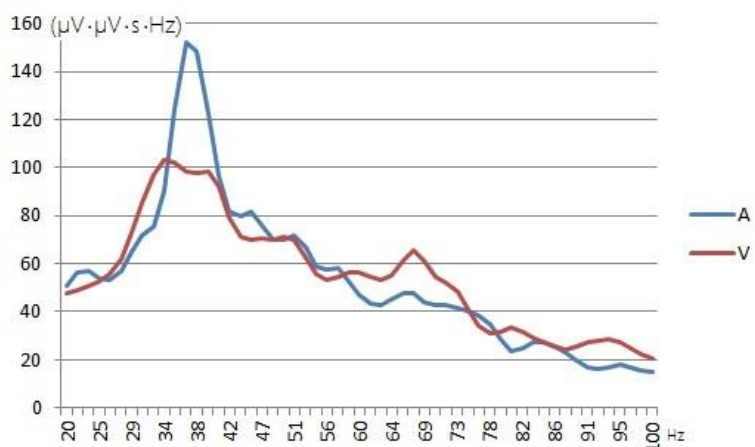


Legenda: S2 – subjekt č. 2, S4 – subjekt č. 4

Následně jsme hodnotili charaktery výkonových křivek v daném předem určeném frekvenčním spektru. U všech sledovaných svalů lze pozorovat méně vyváženou a více vrcholovou křivku s výraznějšími peaky u amatérských jezdců. Oproti tomu výkonnostní cyklisté mají křivku více rozloženou v rámci frekvenčního spektra. Křivky závislosti výkonu na frekvenci pro RF, VL, VM, TA a BF znázorňují Graf 10, Graf 11, Graf 12, Graf 13, a Graf 14. Díky krátké době jízdy nedošlo k výrazným frekvenčním posunům, které by umožnily hodnotit vzniklou svalovou únavu. Vzhledem k velké interindividuální variabilitě probandů jsme však odhalili výrazné odchylky, které znemožnily souhrnné statistické zpracování.

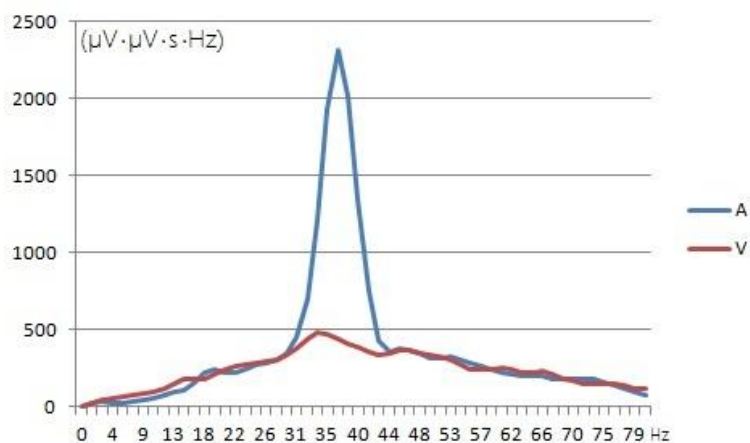


**Graf 10** Power spectrum křivka závislosti výkonu na frekvenci m. rectus femoris



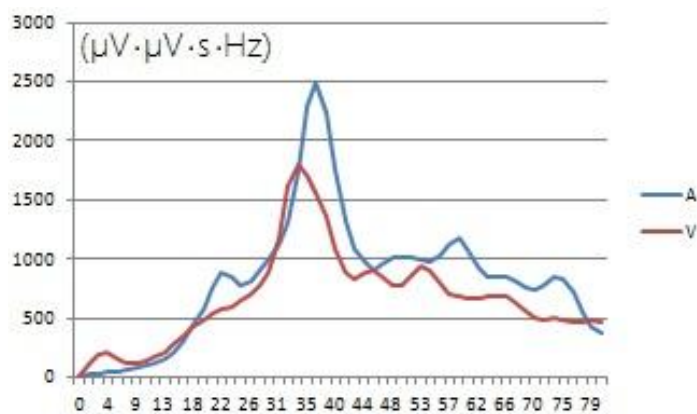
Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní

**Graf 11** Power spectrum křivka závislosti výkonu na frekvenci m. vastus lateralis



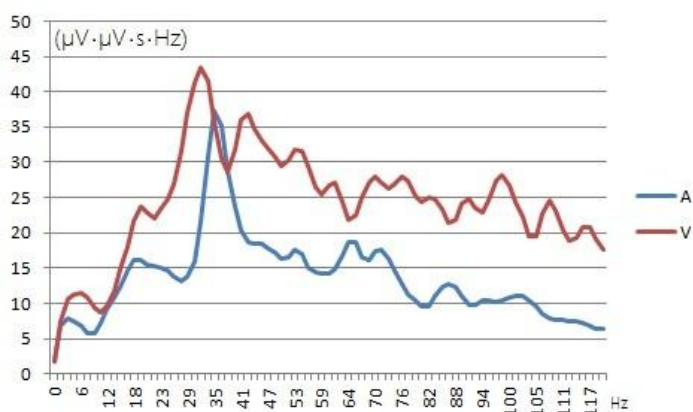
Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní

**Graf 12** Power spectrum křivka závislosti výkonu na frekvenci m. vastus medialis



Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní

**Graf 13** Power spectrum křivka závislosti výkonu na frekvenci m. tibialis anterior



Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní

**Graf 14** Power spectrum křivka závislosti výkonu na frekvenci m. biceps femoris



Legenda: A – amatérští, V – výkonnostní

## 5.4 Diskuze k analýze techniky jízdy

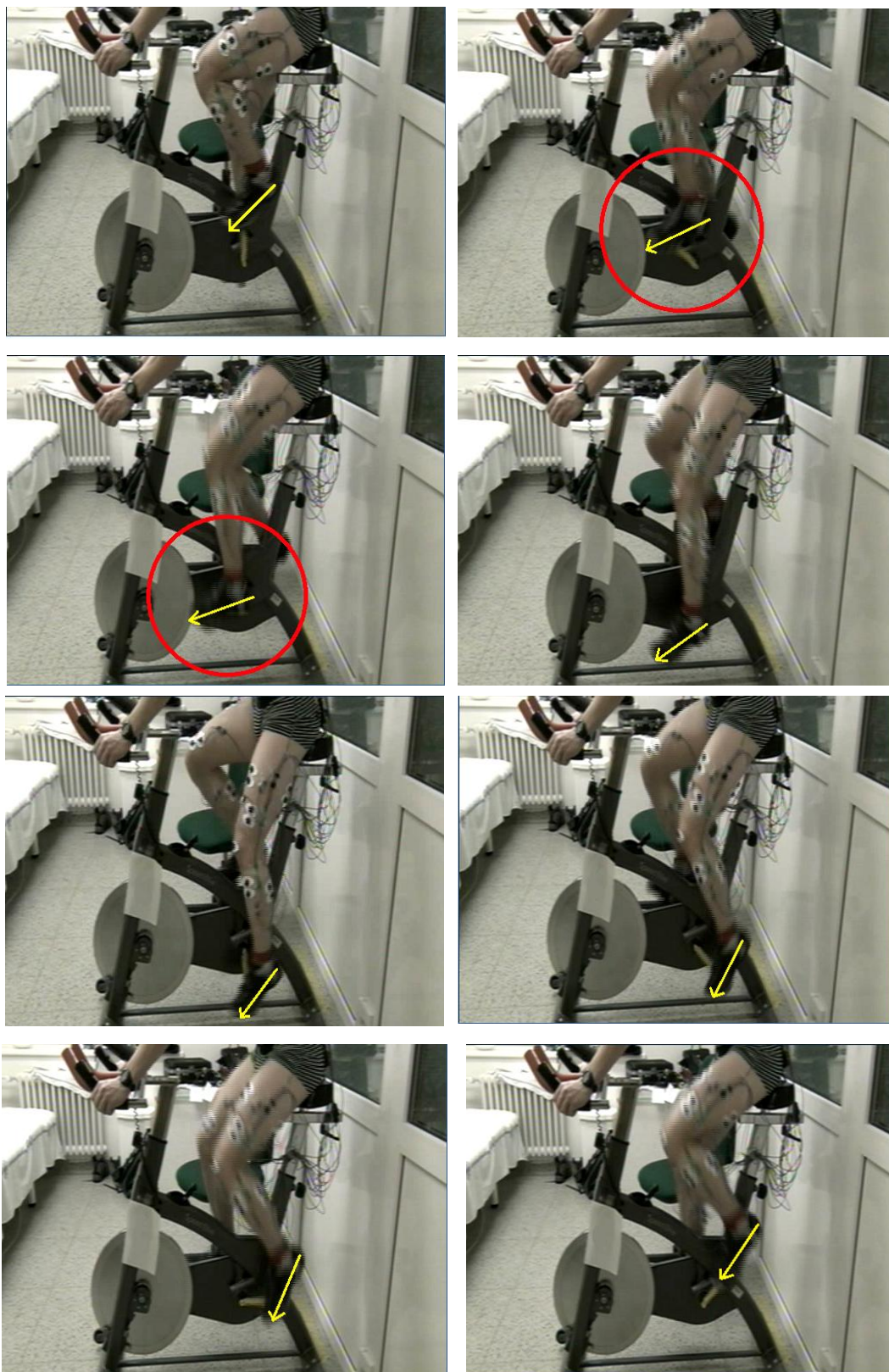
Součástí této studie byla individuální vizuální analýza techniky jízdy a sledování případných diskrepancí mezi jednotlivými jezdci. K tomuto účelu bylo využito dvou jednoosých goniometrů a dvou digitálních kamer, které cyklistu sledovaly v předozadním a bočním záběru.

### 5.4.1 Bočný pohled

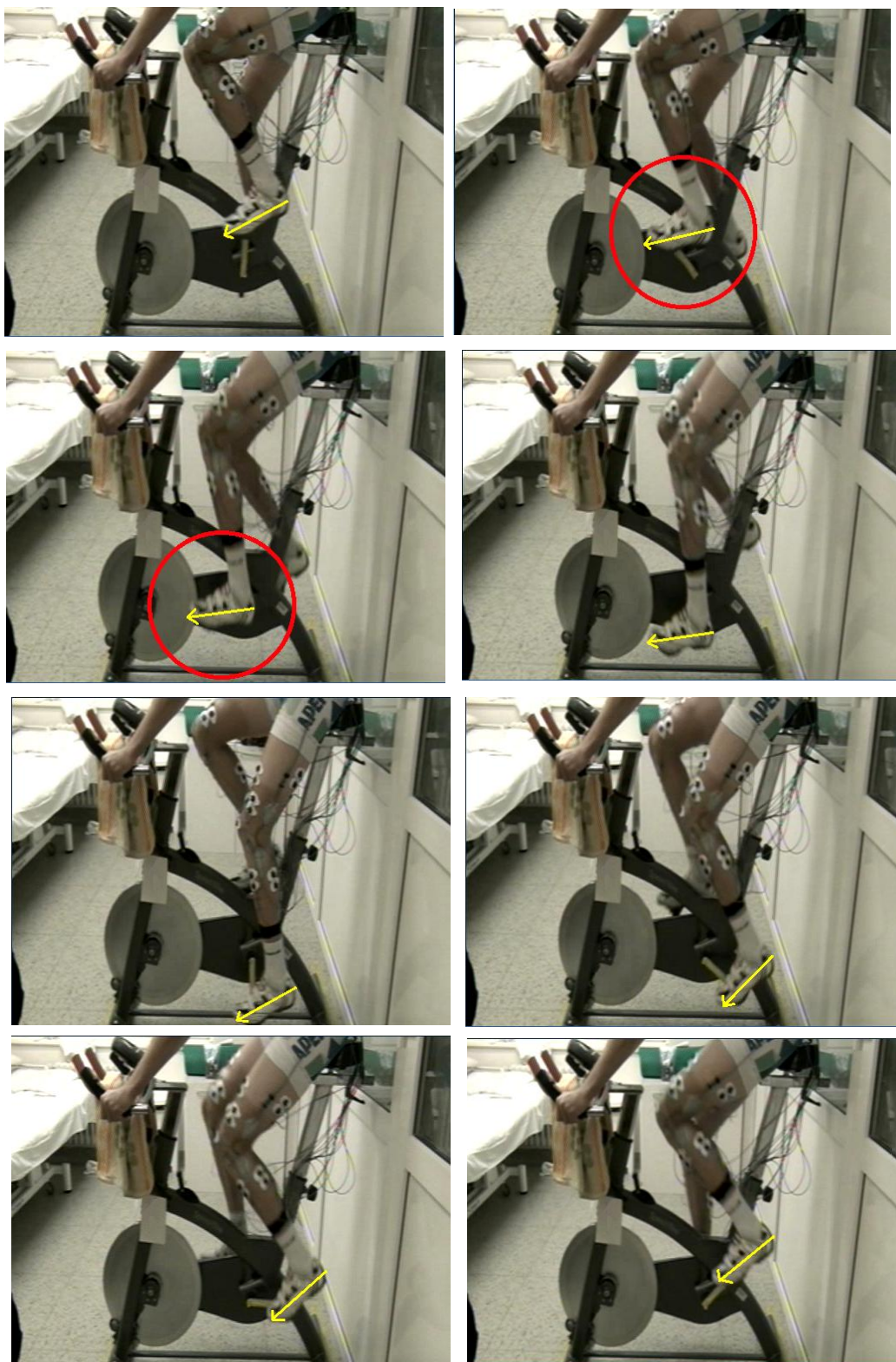
V bočním pohledu jsme pozorovali úhlové parametry hlavních kloubů. Můžeme se setkat s dvěma hlavními technikami jízdy (typy cyklistického kroku) a jejich modifikacemi, které jsou nejlépe pozorovatelné na akrech dolních končetin. Kračmar pro tyto dvě rozdílné techniky zavedl označení radiální a axiální cyklistický krok (Kračmar, 2005, s. 29 – 31). Cannon, Kolkhorst a Cipriani ve své studii zkoumající svalovou aktivitu jízdy na kole uvádějí obdobné pojmy. První je tzv. dorzální technika, ve které je noha během celé fáze udržována v dorzální flexi (odpovídá axiálnímu cyklistickému kroku), druhým typem je plantární technika, při které je noha naopak držena v plantární flexi, což odpovídá radiálnímu typu cyklistického kroku (Cannon, Kolkhorst, Cipriani, 2007, p. 661).

Radiální/plantární krok (Obr. 10A) je v běžné cyklistické praxi využíván převážně vrcholovými a výkonnostními cyklisty (Obr. 8, Obr. 9). Hovorově se označuje jako tzv. „kulaté šlapání“, v anglosaské literatuře se setkáme se synonymem ankling. Charakteristické pro něj je, že síly představující hlavní generátory pohybu působí během celého pohybu směrem vpřed po radiále, tedy po tečně převodníku, udržováním stálé mírné plantární flexe v první polovině kroku. Špička směřuje během celého pohybu do prostoru před oblast převodníku. Osa proložená chodidlem tedy v žádné fázi kroku nesměřuje nad horizontálu. Díky tomuto stylu šlapání dochází k eliminaci „mrtvých“ fází na počátku a v polovině cyklu (TDC, BDC). Radiální cyklistický krok je technikou modifikovanou, která musí být výkonnostními jezdci neustále fixována intenzivním tréninkem (Kračmar, 2005, s. 29).

**Obr. 8** Radiální/plantární cyklistický krok u výkonnostního jezdce (zátěž 3)



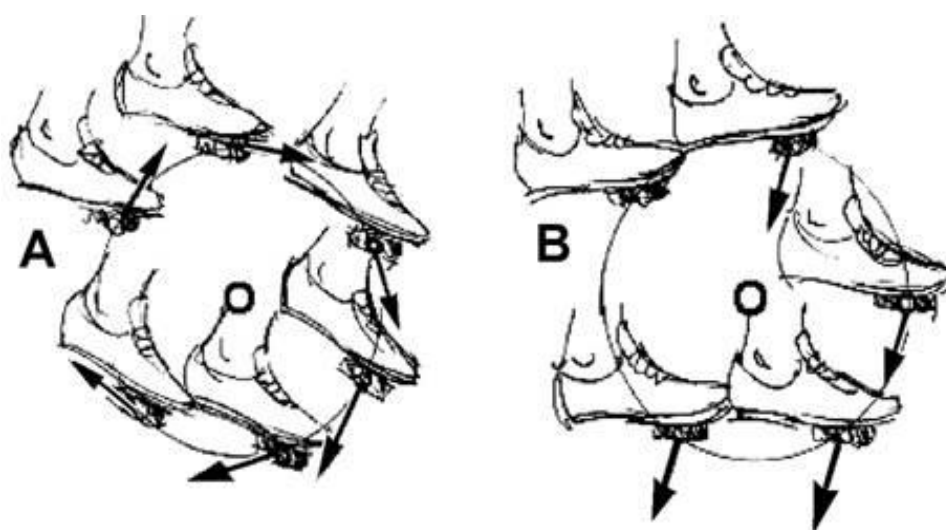
**Obr. 9** Radiální/plantární cyklistický krok u výkonnostního jezdce (zátěž 3)



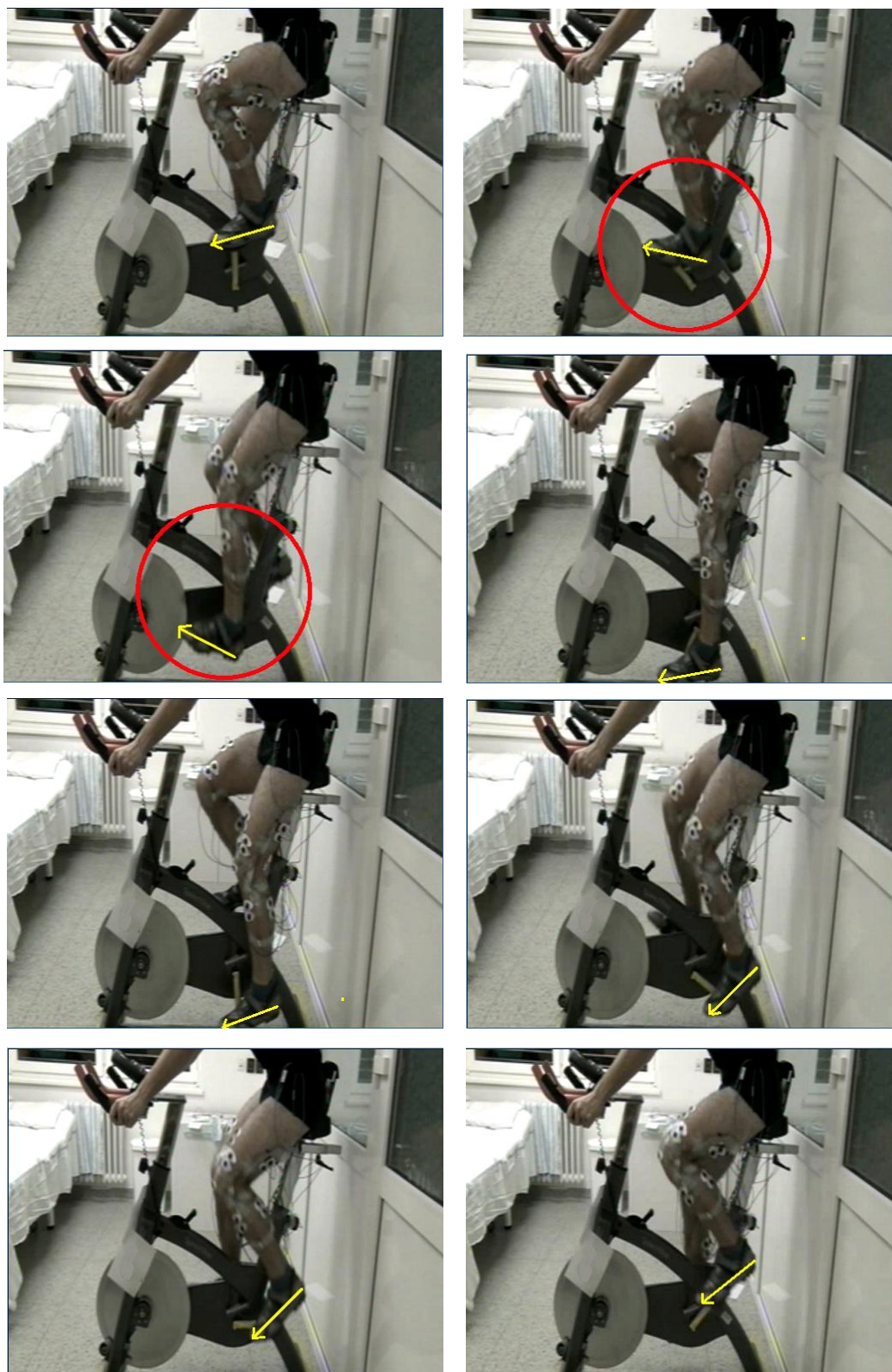
Druhým typem je axiální/dorzální styl (Obr. 10B). Tato technika je typická pro běžné uživatele a také pacienty při rehabilitaci, kteří se své technice nevěnují, tedy ji ani cíleně nemodifikují (Obr. 11, Obr. 12). Síly působící jako primární generátory pohybu směřují do převodníku a během pohybu je udržována lehká dorzální flexe, kterou mnozí autoři popisují jako obdobu fenoménu nároku při chůzi, což dokazuje i zvýšená aktivace m. tibialis anterior verifikovaná EMG analýzou. Oproti výkonnostním cyklistům se směr chodidla dostává nad horizontálu. Tento typ jízdy je přirozený a během života není zapomínán (Kračmar, Bačáková, Hojka, 2010, s. 110; Kračmar, 2005, s. 29).

Rozdílné technice odpovídá i rozdílné úhlové rozpětí jednotlivých kloubů s ohledem na akrální oblasti. Jezdec s relativně „fixním“ hlezenním kloubem bude mít jiné úhlové spektrum než ten, který cyklicky provádí dorzální a plantární flexi (Li, Caldwell, 1998, p. 933).

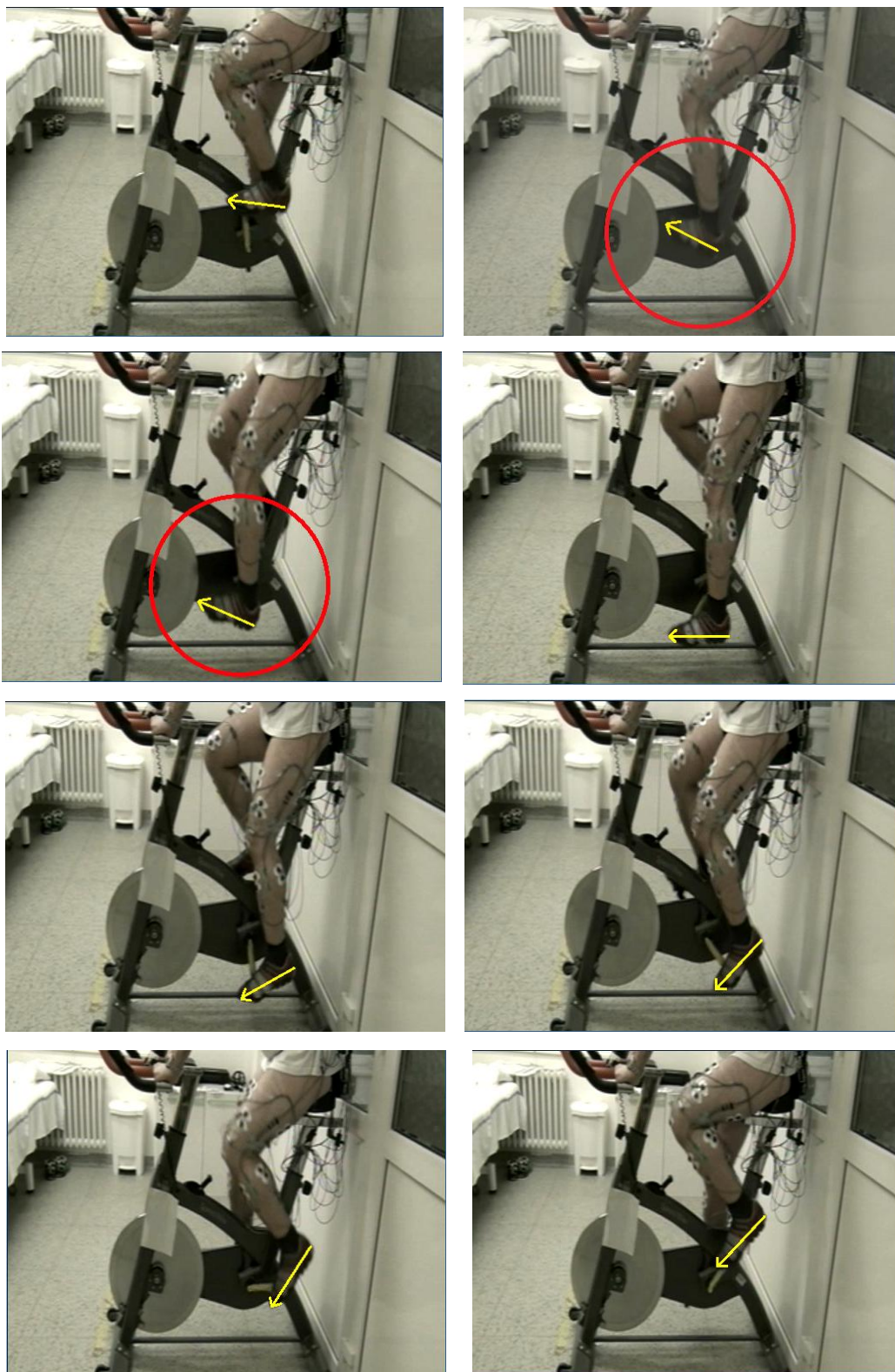
**Obr. 10** Radiální (A) a axiální (B) cyklistický krok (Kračmar, 2005, s. 29)



Obr. 11 Axiální/dorzální cyklistický krok u amatérského jezdce (zátěž 3)



Obr. 12 Axiální/dorzální cyklistický krok u amatérského jezdce (zátěž 3)





Poslední technikou je jízda ve stoji, která je technikou modifikovanou. Cyklista ji využívá k tzv. spurtu – tedy výraznému zvýšení frekvence a rychlosti při dojezdu do cíle či k překonání náročnějších úseků, převážně v kopcovitém terénu. Dochází k opuštění opěrného bodu na sedle, posunu těžiště směrem vpřed a zvýraznění tlaku do řidítek. To vše má za následek schopnost vyvinout mnohem větší sílu, což je patrně způsobeno výraznějším zapojením m. gluteus maximus, m. gluteus minimus, mm. gastrocnemii a kvalitnějším propojení svalových řetězců v oblasti trupu (Duc et al., 2008, pp. 116 – 117). Li a Caldwell zjistili, že změnou pozice a opuštěním opěrného bodu na sedle dochází ke změně rozsahu pohybu kyčelních kloubů. Zároveň dojde ke změně umístění těžiště – jeho posunutím nahoru a vpřed. Díky tomu dochází i ke změně silových parametrů vyvíjených na pedál (Li, Caldwell, 1998, p. 927). Jízda ve stoji je výrazně individuální a dle literatury nacházíme při její analýze četné odchylky a interindividuální specifika. Z tohoto důvodu jsme se tomuto typu v analýze jízdy nevěnovali.

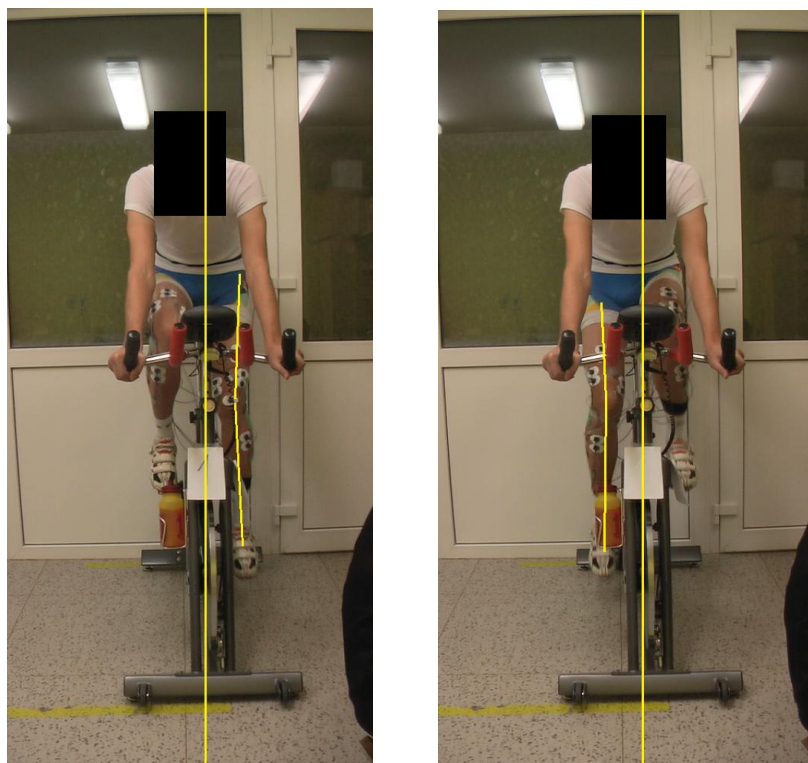
Všichni probandi byli při jízdě vybaveni speciální cyklistickou obuví a bylo využito nášlapného systému SPD. Tento systém uchycení aker dolních končetin k pedálu je typický a hojně využívaný především u výkonnostních a profesionálních cyklistů a můžeme ho označit za standardní vybavení. Existují dva typy těchto systémů – fixed, kdy je noha pevně fixována k pedálu a systém float, který umožňuje i mírnou laterální rotaci paty, čímž mohou být kompenzovány torzní síly působící na kolenní kloub (Asplund, StPierre, 2004, p. 30). V naší studii byl využit systém float. Gregor a Jeffrey uvádějí, že tento systém je mnohem bezpečnější a výrazně redukuje možnost vzniku zranění (Gregor, Jeffrey, 1994, p. 117). Díky těmto systémům je umožněno aktivní provedení druhé poloviny cyklistického kroku a zároveň je zaručena vyšší stabilita přední části chodidla. Při použití nášlapných pedálů dochází dle Kračmara k aktivaci m. iliopsoas, m. rectus femoris a svalů zadní strany stehna s následnou flexí kyčle. V případě klasických pedálů dochází pouze k pasivnímu vedení nohy aktivitou druhostranné končetiny (Kračmar, 2005). Coyle et al. zkoumali rozdíly v silách vyvíjených na pedál mezi profesionálními a amatérskými cyklisty s využitím nášlapných pedálů. Zjistili signifikantní rozdíl, kdy profesionální cyklisté vyvíjeli o 11% větší mechanický výkon a potřebovali k tomu o 9% méně vykonané práce (Coyle et al., 1991, p. 93). Davis a Hull taktéž uvádějí, že využitím nášlapných systémů dojde k optimálnímu zvýšení efektivity jízdy (Davis, Hull, 1981 in Fonda,

Sarabon, 2010, p. 191). Se zcela opačným názorem přichází Sanderson. Ten zpochybňuje aktivní průběh druhé poloviny kroku (tzv. recovery phase) i přes využití nášlapných pedálů a to převážně při nízkých stupních zátěže. Udává, že v těchto zátěžích se jedná o fázi pasivní, která je kompenzována druhou „aktivní“ končetinou (Sanderson, 1991, p. 196). Korff et al. udávají, že umělé vstupování do tréninku cyklistického kroku s důrazem na aktivaci druhé poloviny kroku může vést k narušení celistvosti celkové techniky jezdce. Aktivní tah pedálu směrem vzhůru v druhé polovině kroku může zvýšit sílu vyvíjenou na pedál, ale celková efektivita jízdy bude naopak snížena. Pro každého jezdce je dle těchto autorů nejefektivnější co nejpřirozenější styl jízdy dle individuálních předpokladů (Korff et al., 2007, p. 994).

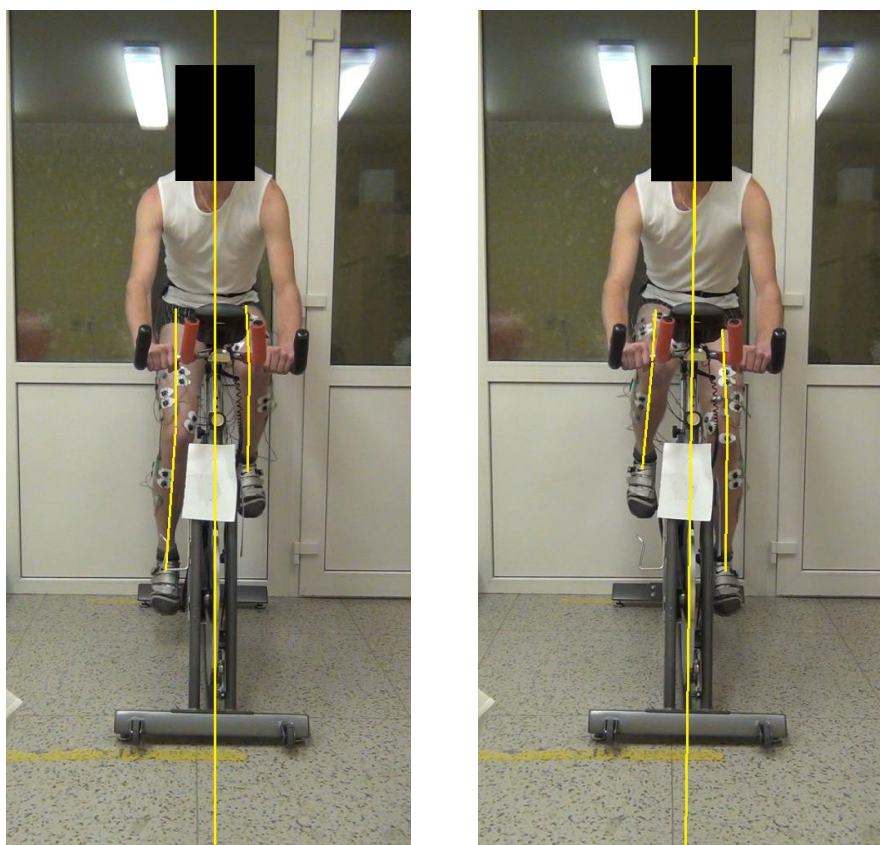
#### **5.4.2 Předozadní pohled**

V předozadním pohledu lze zřetelně pozorovat stranové výchylky pohybu v kyčelních kloubech, hodnotitelných převážně prostřednictvím pozice kolenního kloubu v jednotlivých fázích cyklistického kroku. U výkonnostních cyklistů pozorujeme pohyb převážně v sagitální rovině bez výchylek do abdukce či zevní rotace (Obr. 13, Obr. 14). Kračmar uvádí, že pak zaznamenáváme zvýšenou aktivitu adduktorů, které působí na zajištění pohybu v jedné rovině (Kračmar, 2005, s. 29). Určitou roli hraje i traumatická anamnéza a celkový zdravotní stav cyklisty. Bailey, Maillardet a Messenger uvádějí, že jezdci bez traumatické anamnézy v oblasti kolenního kloubu vykazují menší pohyb v transversální a frontální rovině než jezdci s přítomnou ale i dávnou afekcí kolenního kloubu. Zároveň však potvrzují i fakt, že u elitních cyklistů dochází k mnohem menšímu rozsahu pohybu ve frontální rovině oproti jezdciům nezkušeným (Bailey, Maillardet, Messenger 2003, p. 649). Ačkoliv řada elitních cyklistů používá speciální ortotické pomůcky a cyklistické tretry, výrazný vliv na postavení kolenního kloubu během jízdy má postavení nohy (Burke, 1986, p. 146). Gregersen et al. ukázali, že inverzní a everzní úhel chodidla je spojen s varozním a valgozním pohybem kolenního kloubu a že tento pohyb je minimalizován nastavením chodidla do postavení 5° – 10° inverze (Gregersen, Hull, Hakansson, 2006, p. 391).

**Obr. 13** Předozadní zobrazení techniky jízdy výkonnostního cyklisty (zátěž 3)

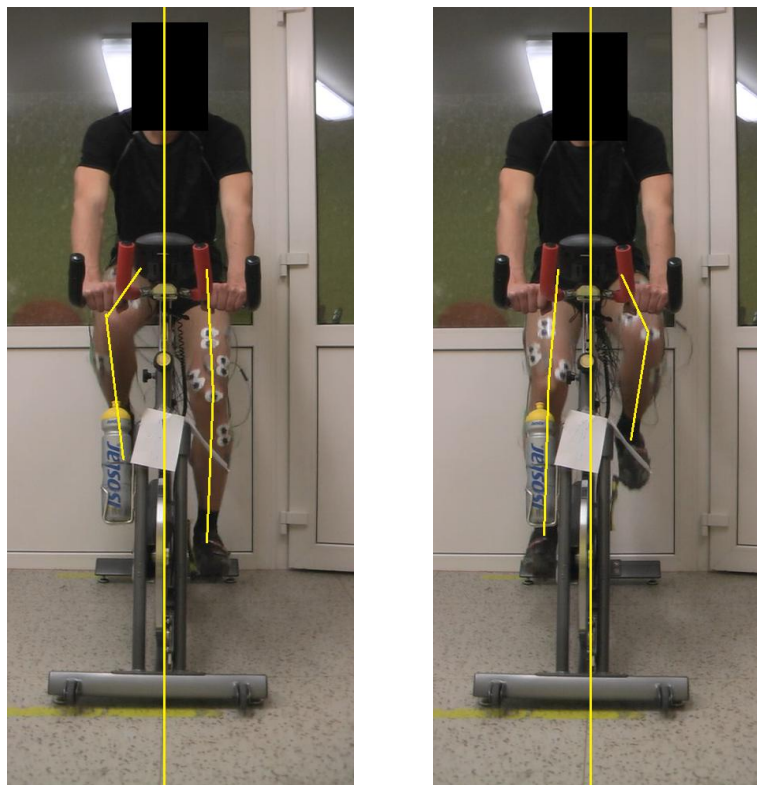


**Obr. 14** Předozadní zobrazení techniky jízdy výkonnostního cyklisty (zátěž 3)

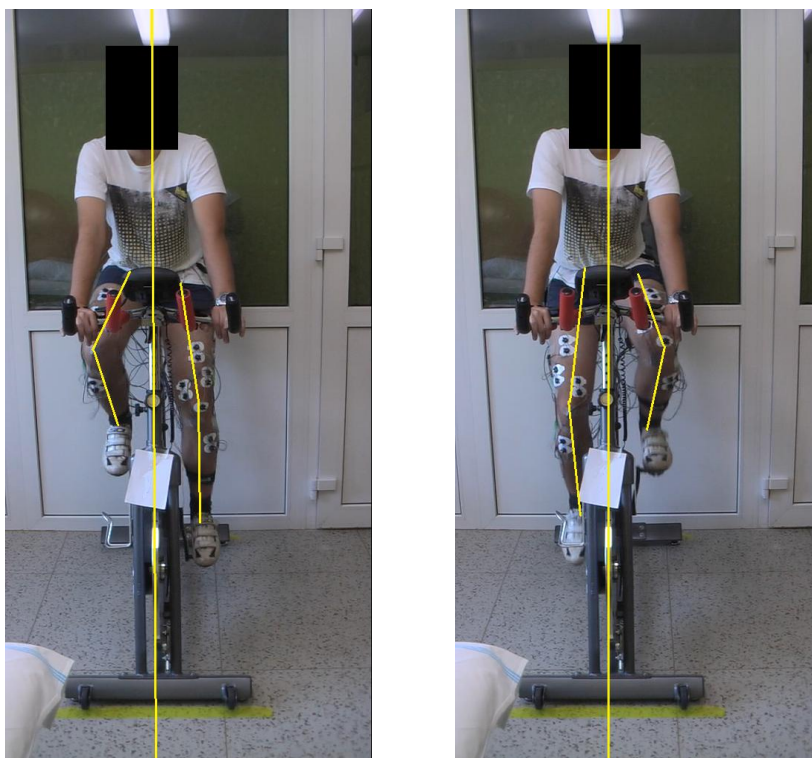


Naopak u amatérských jezdců pozorujeme větší sklony k trojdimenzionálnímu pohybu (flexe, abdukce, zevní rotace s následnou extenzí, addukcí a vnitřní rotací) (Obr. 15, Obr. 16). Toto postavení se nejzřetelněji projevuje v horní pozici cyklistického kroku (TDC), kdy kolenní kloub je oproti výkonnostním jezdcům postaven mnohem více laterálněji od původní sagitální roviny. Tento trojdimenzionální pohyb do flexe, abdukce a zevní rotace můžeme do určité míry připodobnit k běžnému lokomočnímu projevu. Změnou orientace působících sil dochází k rozkladu do více směrů, snížení výsledného dopředného působení a důsledkem toho ke snížení celkového výkonu. Tento pohyb kolenního kloubu ve frontální rovině byl studován řadou autorů, jejichž data ukázala, že střed kloubu se může během jednoho cyklu posunout až o 6 cm v mediolaterálním směru. Během tzv. power phase, tedy první poloviny cyklistického kroku, dochází z počáteční horní pozice nejdříve k vnitřní rotaci tibie a addukci. Koleno se pohybuje mediálně. Otázkou však nadále zůstává, do jaké míry má být tento pohyb umožněn, aby docházelo k optimálnímu snížení nároků na svaly a pojivové tkáně (Magee, 2011, pp. 144 – 145)

**Obr. 15** Předozadní zobrazení techniky jízdy amatérského cyklisty (zátěž 3)

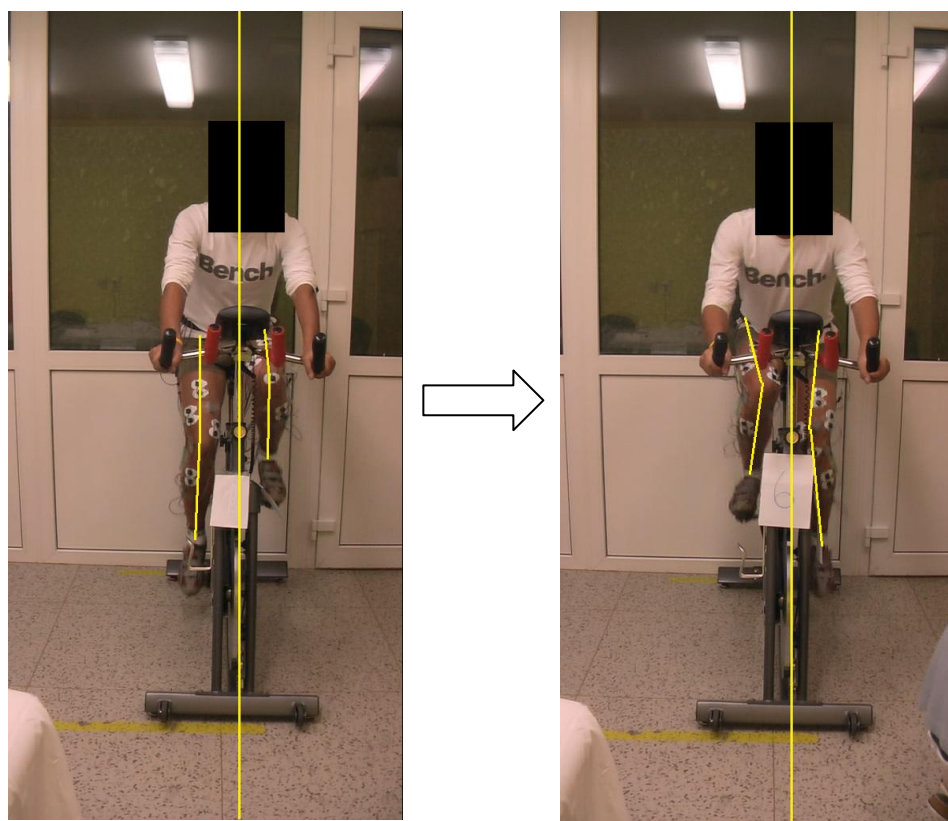


**Obr. 16** Předozadní zobrazení techniky jízdy amatérského cyklisty (zátěž 3)

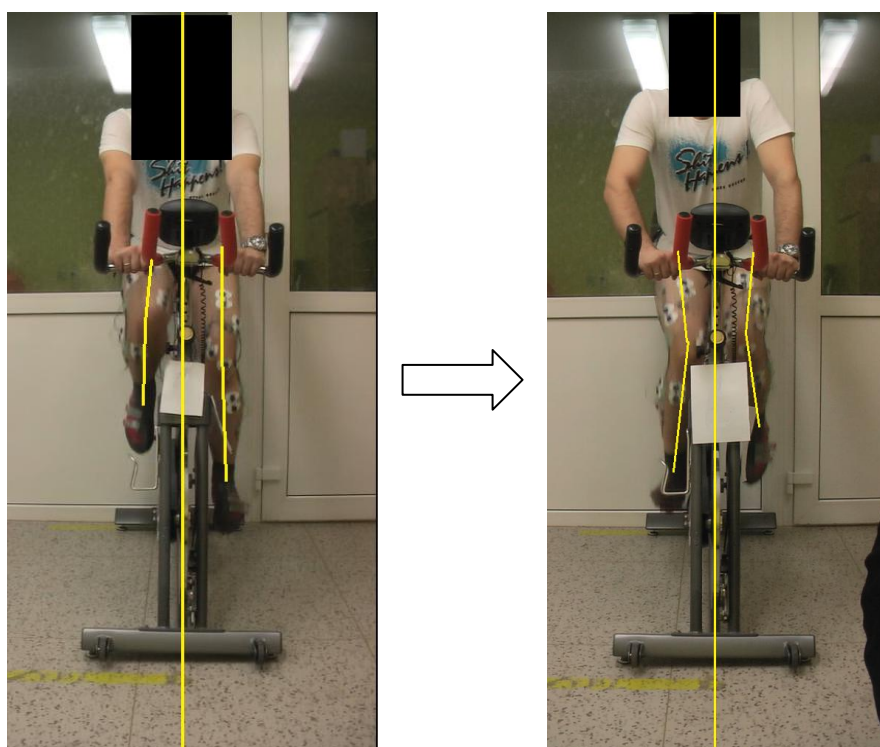


Výrazným fenoménem, který jsme pozorovali převážně u amatérských jezdců, je změna nastavení a pohybu klíčových kloubů způsobených změnou náročnosti jízdy (tedy zvýšením zátěže) (Obr. 17, Obr. 18, Obr. 19). Tento jev je typický pro amatérské cyklisty, kteří se občasně cyklistice věnují na rekreační úrovni. Jejich technika byla při nejnižší zátěži podobná technice výkonnostních jezdců, tedy dodržovali pohyb dolních končetin převážně v sagitální rovině. S nárůstem rezistence s vrcholem v submaximální zátěži však došlo ke změně orientace v klíčových kloubech. Došlo ke vzniku masivních synkinéz, které vedly k výraznému vnitřně rotačnímu postavení v kyčelních kloubech s posunem kolenních kloubů směrem k mediální rovině.

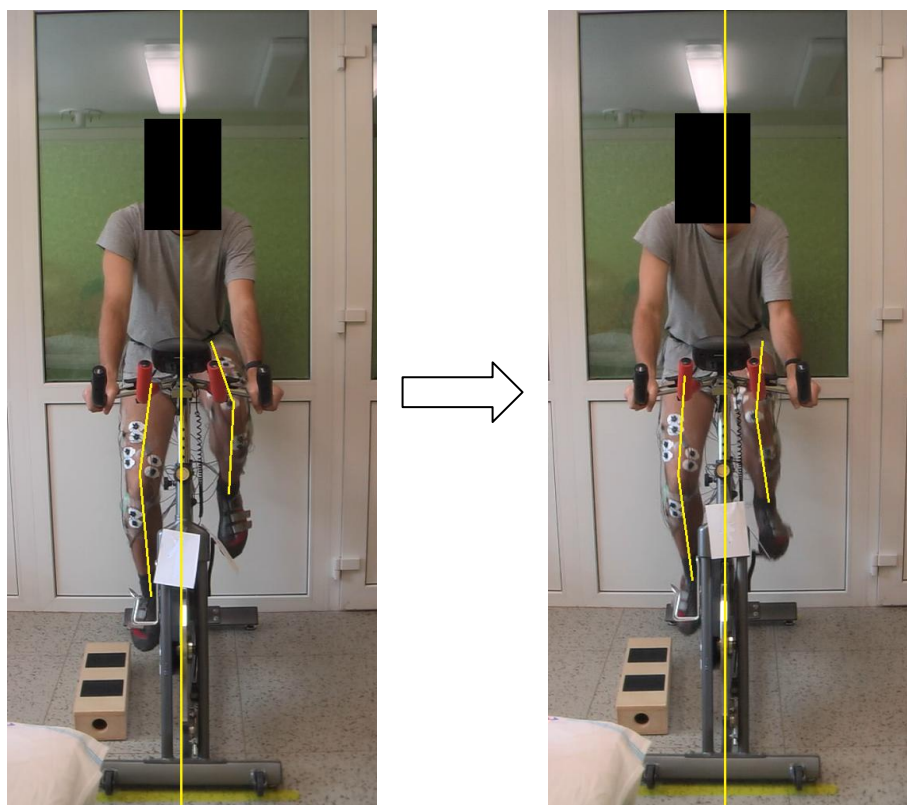
**Obr. 17** Změna charakteru jízdy zvýšením zátěže (vlevo zátěž 1, vpravo zátěž 4)



**Obr. 18** Změna charakteru jízdy zvýšením zátěže (vlevo zátěž 1, vpravo zátěž 4)



**Obr. 19** Změna charakteru jízdy zvýšením zátěže (vlevo zátěž 1, vpravo zátěž 4)



## 5.5 Limitace výzkumu

Při veškerém měření sportovních aktivit v laboratorních podmínkách se dopouštíme výrazného zjednodušení. I přesto, že se snažíme dodržet co nejvíce přirozené prostředí, které se podobá běžné jízdě na kole, podmínky budou vždy jiné. Ashe udává, že na celkový průběh a charakter jízdy mají vliv faktory biomechanické, fyziologické, psychologické a již zmíněné faktory prostředí. Schopnost přizpůsobení se těmto parametrům je vysoce individuální a je rozdílná u běžné populace a profesionálních/výkonnostních cyklistů (Ashe et al., 2003, p. 441). Převážně výkonnostním cyklistům se mohou jevit laboratorní podmínky jako výrazně nepřirozené, což může mít za následek modifikaci jejich pohybu a následné zkreslení výsledků. V případě naší studie probíhalo měření na stacionárním typu spinneru značky Formerfit – Speedbike, který umožňoval poměrně široké možnosti nastavení

jednotlivých částí. Oproti klasickému kolu (silničnímu i horskému) však omezoval možnost provádění laterálních výchylek cyklisty, které jsou nedílnou součástí jízdy. S tímto se setkáváme také ve studii z roku 1959, kdy Houtz a Fischer jako první využili ke studii jízdy na kole EMG záznam. Testování v tomto případě probíhalo taktéž s využitím stacionárních rotopedů (Houtz, Fischer, 1959, pp. 123 – 131). Tato studie však byla později označena za značně nespolehlivou, a to díky četným metodickým chybám (Fonda, Sarabon, 2010, p. 198). Oproti tomu Despires využil klasická silniční kola a pojízdný pás, kdy lépe simuloval běžné a přirozené zatížení (Despires, 1974, pp. 349 – 355). V laboratorních podmínkách neuvažujeme také odpor vzduchu, terénní nerovnosti, v případě využití stacionárního rotopedu již zmíněné laterální výchylky kola a podstatný podíl má i motivace a psychologické faktory. Bertucci, Grappe a Gros Lambert taktéž předpokládali, že laboratorní testy se výrazně liší od běžných outdoorových podmínek a na základě této hypotézy vytvořili studii upozorňující na rozdíly mezi těmito dvěma aktivitami. Výsledek byl však zcela opačný oproti jejich předpokladům – moment síly se v rozdílných testovacích prostředích významně nelišil. Tímto bylo dokázáno, že laboratorní podmínky dostatečně imitují venkovní prostředí, ve kterém se cyklista běžně nachází (Bertucci, Grappe, Gros Lambert, 2007, pp. 89 – 91)

Řada vyšetřovaných si také stěžovala na nepřirozenou frekvenci jízdy. S tímto problémem se potýkali převážně výkonnostní cyklisté, jejichž optimální frekvence je výrazně individuální a jejíž změnou může dojít ke zřetelné modifikaci jízdy. Pro výzkum jsme však navzdory tomuto faktu zvolili frekvenci fixní, která byla stejná pro všechny probandy a jejímž účelem byla standardizace podmínek.

Dle našeho názoru je největší limitací studie nedostatečná homogenita a velikost vzorku. Již při vizuální analýze obou skupin byly patrné výrazné interindividuální odchylky v technice jízdy, úhlových parametrech, kompenzačních strategiích, zatížení jednotlivých kloubů atd. Tento fakt byl pravděpodobně způsoben nedostatečnou homogenitou vzorku, převážně u skupiny výkonnostních cyklistů. Ti se odlišovali v celkovém objemu tréninku, typu cyklistické aktivity, kvantitě tréninku, vybavení, individuálním nastavení kola, stavu pohybového aparátu, regeneraci atd. Tyto rozdílné parametry mohly mít vliv na zapojování vyšetřovaných svalů, díky čemuž se zřetelné trendy ve svalové aktivitě neprokázaly jako statisticky významné.



Na výrazné interindividuální odchylky ve svalové aktivitě mezi jednotlivými jezdci poukazuje i studie zkoumající aktivitu jednokloubových a dvoukloubových svalů (Li, Caldwell, 1998, p. 933). Jednokloubové svaly vykazují vyšší modifikaci v aktivitě změnou polohy či podmínek jízdy oproti dvoukloubovým. Význam a podíl dvoukloubových svalů na samotnou jízdu však není zcela znám. Autoři si toto odlišné užití vysvětlují rozdílnou neuromuskulární koordinací a pohybovými vzory či jiným využitím dvoukloubových svalů jako transportérů primárně vzniklé energie (Li, Caldwell, 1998, p. 933).

Za výraznou limitaci považujeme i celkovou dobu měření v jednotlivých zátěžích. Výkonnostní cyklisté jsou zvyklí jezdit i několik hodin denně, výhoda v jejich výkonnosti se pak může projevat až po delší době jízdy. V naší studii jsme z důvodu časové úspory měřili pouze 1 minutové úseky, což však mohlo snížit celkové rozdíly mezi oběma skupinami. Tento fakt potvrzuje i studie zaměřená na změnu svalové aktivity během intenzivní 30-ti minutové jízdy na cyklistickém trenažéru. Ta ukázala, že EMG aktivita flexorů i extenzorů zůstává u elitních cyklistů po tuto dobu nezměněna. To se přikládá jako následek dlouhodobého tréninku a celkové adaptaci (Duc, Betik, Grappe, 2005, p. 150).

## ZÁVĚR

V práci jsme hodnotili cyklistický krok výkonnostních a amatérských cyklistů. Hlavním cílem bylo tyto dvě skupiny porovnat, posoudit nárůst svalové aktivity v průběhu progresivního zvyšování zátěže, porovnat symetrii zatěžování a rozdílnost ve výkonu v daném frekvenčním spektru. Součástí byla i individuální analýza techniky jízdy amatérských a výkonnostních cyklistů.

Během jízdy na stacionárním cyklistickém trenažéru byla prostřednictvím polyEMG přístroje snímána svalová aktivita svalů m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. tibialis anterior, m. biceps femoris, m. gastrocnemius medialis a m. gastrocnemius lateralis.

Výsledky odhalily signifikantní nárůst svalové aktivity v průběhu zvyšování zátěže u skupiny amatérských i výkonnostních cyklistů. Velikost tohoto nárůstu se navíc u obou skupin odlišovala, převážně v případě svalů m. vastus lateralis, m. vastus medialis a m. biceps femoris, kdy u amatérských cyklistů dosahovaly mnohem vyšších hodnot. Zcela opačný trend jsme naopak pozorovali v případě m. tibialis anterior, u kterého docházelo k vyššímu nárůstu u cyklistů výkonnostních.

Při analýze symetrie svalové aktivity pravé a levé dolní končetiny se díky výrazné interindividuální variabilitě neprokázaly statisticky významné rozdíly. Přesto však lze pozorovat výrazný diskrepanční trend, kdy u amatérských cyklistů převyšují hodnoty asymetrie ratio hodnoty cyklistů výkonnostních. Tento fakt připisujeme rozdílné technice jízdy a jako následek systematického tréninku výkonnostních cyklistů.

Zhodnocení výkonového spektra jednotlivých svalů odhalilo rozdíly u svalů m. tibialis anterior a m. biceps femoris. Tento výsledek uvádíme v korelaci s výsledky svalového nárůstu a analýzou techniky jízdy. Právě v grafické analýze techniky jízdy obou skupin jsme objevily markantní rozdíly, které se očividně projeví i ve svalové aktivitě. Zajímavé výsledky přineslo i zhodnocení power spectrum závislosti výkonu na předem určené frekvenci. U amatérských cyklistů byly křivky méně vyvážené, vícevrcholové s výraznějšími peaky oproti cyklistům výkonnostním.

Navzdory širokému využití cyklistiky jako aktivity sportovní či rehabilitační je z referované literatury zjevné, že názorová variabilita jednotlivých autorů je značná. I přesto, že při jízdě na kole nedochází ke kontaktu dolních končetin se zemí, vznikají v oblasti kloubů dolních končetin výrazné silové momenty. Pro efektivní trénink či rehabilitační program je esenciální přesné porozumění zapojování a náboru jednotlivých svalů dolních končetin. Zároveň spatřujeme za zcela zásadní důkladnou kontrolu nastavení kola či rotopedu a odpovídající techniku jízdy s ohledem na individualitu jedince, aby nedocházelo k přetěžování. Tento fakt je platný jak pro cyklisty výkonnostní, tak pro pacienty, kteří využívají kolo či rotoped jako součást rehabilitačního cvičení.

K nalezení jednotných trendů a obecně platných závěrů je však potřeba většího a homogenního vzorku k eliminaci interindividuálních variabilit, které jsou v případě cyklistů značné. Toto vidíme jako prioritní do budoucích studií věnujících se této problematice.

## REFERENČNÍ SEZNAM

ASHE, M. C., SCROOP, G. C., FRISKEN, P. I., AMERY, C. A., WILKINS, M. A., KHAN, K. M. 2003. Body position affects performance in untrained cyclists. *British Journal of Sports Medicine*. [online]. 2003. vol. 37, no. 5, pp. 441 – 444. [cit. 28.10.2012]. ISSN 0306-3674. Dostupné na: <http://bjsm.bmj.com/content/37/5/441.full.pdf+html>.

ASPLUND, C., STPIERRE, P. 2004. Knee pain and bicycling: Fitness concepts for clinicians. *Physican and sportmedicine*. [online]. 2004, vol. 32, no. 4, pp. 23 – 30. [cit. 16.12.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: [http://www.cyclocamping.com/articles/bicycle\\_knee\\_pain.pdf](http://www.cyclocamping.com/articles/bicycle_knee_pain.pdf).

BAILEY, M. P., MAILLARDET, F. J., MESSENGER, N. 2003. Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendonitis. *Journal of Sports Sciences*. [online]. 2003, vol. 21, no. 8, pp. 649 – 657. [cit. 16.12.2012]. ISSN 0264-0414. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12875315>.

BAUM, B. S., LI, L. 2003. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. [online]. 2003, vol. 13, no. 2, pp. 181 – 190. [cit. 15.09.2012]. ISSN 1050-6411. Dostupné na: [http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411\(02\)00110-4/fulltext](http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411(02)00110-4/fulltext).

BERTUCCI, W., GRAPPE, F., GROSLAMBERT, A. 2007. Laboratory versus outdoor cycling conditions: differences in pedaling biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. [online]. 2007, vol. 23, no. 2, pp. 87 – 92. [cit. 28.10.2012]. ISSN 1065-8483. Dostupné na: <http://fredericgrappe.com/CV/bibliographie/D24.pdf>.

BLAKE, O. M., CHAMPOUX, Y., WAKELING, J. M. 2012. Muscle Coordination Patterns for Efficient Cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. [online]. 2012, vol. 44, no. 5, pp. 926 – 938. [cit. 16.12.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22089483>.

BOLOURCHI, F., HULL, M. L. 1985. Measurement of rider induced loads during simulated bicycling. *International Journal of Sports Biomechanics*. [online]. 1985, no. 1, pp. 178 – 198. [cit. 08.02.2012]. ISSN 1999-4168. Dostupné na: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/1446/1306>.

BURKE, E. 1986. *Science of cycling*. Champaign: Human Kinetics Publishers, 1986. ISBN 08-732-2048-X.

BURKE, E. 1994. Proper fit of the bicycle. *Clinics in Sports Medicine*. [online]. 1994, vol. 13, no. 1, pp. 1 – 14. [cit. 28.10.2012]. ISSN 0278-5919. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8111846>.

CALLAGHAN, M. 2005. Lower body problems and injury in cycling. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. [online]. 2005, vol. 9, no. 3, pp. 226 – 236. [cit. 16.12.2012]. ISSN 1360-859. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859205000124>.

CANNON, D. T., KOLKHORST, F. W., CIPRIANI, D. J. 2007. Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency. *European Journal of Applied Physiology*. [online]. 2007, vol. 99, no. 6, pp. 659 – 664. [cit. 15.09.2012]. ISSN 1439-6319. Dostupné na: <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s00421-006-0391-6#page-1>.

CARPES, F. P., MOTA, C. B., FARIA, I. E. 2010. On the bilateral asymmetry during running and cycling – a review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*. [online]. 2010, vol. 11, no. 4, pp. 136 – 142. [cit. 28.10.2012]. ISSN 1873-1600. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21055708>.

CARPES, F. P., ROSSATO, M., FARIA, I. E., BOLLI MOTA, C. 2007. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. [online]. 2007, vol. 47, no. 1, pp. 51 – 57. [cit. 16.12.2012]. ISSN 0022-4707. Dostupné na: [http://w3.ufsm.br/gepec/JSMPFtimetrial\\_asymm2007.pdf](http://w3.ufsm.br/gepec/JSMPFtimetrial_asymm2007.pdf).

CLARSEN, B., KROSSHAUGH, T., BAHR, R. 2010. Overuse injuries in professional road cyclist. *The American Journal of Sport Medicine*. [online]. 2010, vol. 20, no. 10, pp. 1 – 8. [cit. 08.02.2012]. ISSN 0363-5465. Dostupné na: [http://www.klokavskade.no/upload/Publication/Clarsen\\_2010\\_AJSM\\_Overuse%20injuries%20in%20professional%20road%20cycling.pdf](http://www.klokavskade.no/upload/Publication/Clarsen_2010_AJSM_Overuse%20injuries%20in%20professional%20road%20cycling.pdf).

COYLE, E. F., FELTNER, M. E., KAUTZ, S. A., HAMILTON, M. T., MONTAIN, S. J., BAYLOR, A. M., ABRAHAM, L. D., PETREK, G. W. 1991. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. [online]. 1991, vol. 23, no. 1, pp. 93 – 107. [cit. 28.10.2012]. ISSN 0195-9131. Dostupné na: <http://www.mendeley.com/catalog/physiological-biomechanical-factors-associated-elite-endurance-cycling-performance/#page-1>.

DAVIS, R. R., HULL, M. L. 1981. Measurement of pedal workloading in bicycling. *Journal of Biomechanics*. 1981, vol. 14, no. 12, pp. 857 – 872. ISSN neuvedeno.

DE LUCA, C. J. 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of applied biomechanics*. [online]. 1997, no. 14, pp. 135 – 163. [cit. 08.10.2012]. ISSN 1065-8443. Dostupné na: <http://www.bu.edu/nmrc/files/2010/04/078.pdf>.

DESPIRES, M. 1974. An electromyographic study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill. *Biomechanics*. 1974, no. 4, pp. 349 – 355. ISSN neuvedeno.

DOYLE, K. 2009. Where do cyclists get injured. *Maple Clinic*. [online]. 2009, [cit. 08.02.2012]. ISSN neuvedeno Dostupné na: <http://www.mapleclinic.ie/uploads/Articles/Cycling/Where%20do%20cyclists%20get%20injured.pdf>.

DUC, S., BERTUCCI, W., PERNIN, J. N., GRAPPE, F. 2008. Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. [online]. 2008, vol. 18, no. 1, pp. 116 – 127. [cit. 28.10.2012]. ISSN 1050-6411. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641106001246>.

DUC, S., BETIK, A. C., GRAPPE, F. 2005. EMG Activity Does not Change During a Time Trial in Competitive Cyclists. *International Journal of Sports Medicine*. [online]. 2005, vol. 26, no. 2, pp. 145 – 150. [cit. 16.12.2012]. ISSN 0172-4622. Dostupné na: <http://www.fredericgrappe.com/CV/bibliographie/D15.pdf>.

DYLEVSKÝ, I. 2007. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1649-7.

ENOKA, M. R. 2001. *Neuromechanics of human movement*. 3<sup>rd</sup>. ed. Boulder: Human Kinetics, 2001. ISBN 0-7360-0251-0.

ERICSON, M. O., NISSEL, R., ARBORELIUS, U. P., EKHOLM, J. 1985. Muscular activity during ergometer cycling. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. [online]. 1985, vol. 17, no. 2, pp. 53 – 61. [cit. 28.10.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4023660>.

FONDA, B., SARABON, N. 2010. Biomechanics of Cycling: Literature review. *Sport Science Review*. [online]. 2010, no. 19, pp. 187 – 210. [cit. 15.09.2012]. ISSN 2066-8732. Dostupné na: [http://review.sportscience.ro/wp-content/uploads/2010/10/borut\\_fonda.pdf](http://review.sportscience.ro/wp-content/uploads/2010/10/borut_fonda.pdf).

GNEHM, P., REICHENBACH, S., ALTPETER, E., WIDMER, H., HOPPELER, H. 1997. Influence of different racing positions on metabolic cost of elite cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. [online]. 1997, vol. 29, no. 6, pp. 18 – 23. [cit. 16.12.2012]. ISSN 0195-9131. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9219211>.

GRAPPE, F., CANDAU, R., BUSSO, T., ROUILLON, J. D. 1998. Effect of cycling position on ventilatory and metabolic variables. *International Journal of Sports Medicine*. [online]. 1998, vol. 19, no. 5, pp. 336 – 341. [cit. 28.10.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: <https://www.thieme-connect.com/ejournals/pdf/10.1055/s-2007-971927.pdf>.

GREGERSEN, C. S., HULL, M. L., HAKANSSON, N. A. 2006. How changing the inversion/eversion foot angle affects the nondriving intersegmental knee moments and the relative activation of the Vastii muscles in cycling. *Journal of Biomedical Engineering*. [online]. 2006, vol. 128, no. 3, pp. 391 – 398. [cit. 16.12.2012]. ISSN 0148-0731. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16706588>.

GREGOR, R. J., JEFFREY, W. B. 1994. Biomechanical Factors Associated with Shoe/Pedal Interfaces: Implications for Injury. *Journal of Sports Sciences*. [online]. 1994, vol. 17, no. 2, pp. 117 – 131. [cit. 15.09.2012]. ISSN 0112-1642. Dostupné na: <http://link.springer.com/article/10.2165%2F00007256-199417020-00004#page-1>.

HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. 2005. *Výšetřovací metody hybného systému*. Vyd. 2. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2005. ISBN 80-701-3393-7.

HOES, M. J. BINKHORST, R. A., SMEEKES-KUYL, A. E., VISSERS, A. C. 1968. Measurement of forces exerted on pedal and crank during work on a bicycle ergometer at different workloads. *Internationale Zeitschrift Für Angewandte Physiologie, Einschiesslich Arbeitsphysiologie*. 1968, vol. 26, no. 1, pp.33 – 42. [cit. 08.02.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: <http://link.springer.com/article/10.1007%2FBF00696088>.



HOUTZ, S. J., FISCHER, F. J. 1959. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. [online]. 1959, vol. 41, no. 1, pp. 123 – 131. [cit. 28.10.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: <http://jbjs.org/data/Journals/JBJS/407/123.pdf>.

CHAPMAN, A. R., VICENZINO, B., BLANCH, P., KNOX, J. J., HODGES, P. W. 2008 a. Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. [online]. 2008 a, vol. 18, no. 3, pp. 359 – 371. [cit. 16.12.2012]. ISSN 1050-6411. Dostupné na: [http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411\(06\)00178-7/pdf](http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411(06)00178-7/pdf).

CHAPMAN, A. R., VICENZINO, B., BLANCH, P., KNOX, J. J., DOWLAN, S., HODGES, P. W. 2008 b. The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport*. [online]. 2008 b, vol. 11, no. 6, pp. 519 – 526. [cit. 21.01.2012]. ISSN 1440-2440. Dostupné na: [http://www.jsams.org/article/S1440-2440\(07\)00144-2/fulltext](http://www.jsams.org/article/S1440-2440(07)00144-2/fulltext).

CHAPMAN, A., R., VICENZINO, B., BLANCH, P. KNOX, J. J., HODGES, P. W. 2010. Intramuscular fine-wire electromyography during cycling: Repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. [online]. 2010, vol. 20, no. 1, pp.108 – 117. [cit. 15.09.2012]. ISSN 1050-6411. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641108002010>.

JANDA, V. 2004. *Svalové funkční testy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0722-5.

KOMI, P. V., LINNAMO, V., SILVENTOINEN, P., SILLANPAA, M. 2000. Force and EMG power spektrum during eccentric and concentric actions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. [online]. 2000, vol . 32, no. 10, pp. 1757 – 1762. [cit. 20.09.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: [http://www.researchgate.net/publication/12284109\\_Force\\_and\\_EMG\\_power\\_spectrum\\_during\\_eccentric\\_and\\_concentric\\_actions](http://www.researchgate.net/publication/12284109_Force_and_EMG_power_spectrum_during_eccentric_and_concentric_actions).

KORFF, T., ROMER, L. M., MAYHEW, I., MARTIN, C. J. 2007. Effect of pedalling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. [online]. 2007, vol. 39, no. 6, pp. 991 – 995. [cit. 28.10.2012]. ISSN 0195-9131. Dostupné na: [http://www.setantacollege.com/wp-content/uploads/Journal\\_db/Effect%20of%20Pedaling%20Technique%20on%20Mechanical.pdf](http://www.setantacollege.com/wp-content/uploads/Journal_db/Effect%20of%20Pedaling%20Technique%20on%20Mechanical.pdf).

KRAČMAR, B. 2005. Vliv cyklistiky na pohybovou soustavu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, vol. 12, no. 1, s. 27 – 33. ISSN 1211-2658.

KRAČMAR, B., BAČÁKOVÁ, R., HOJKA, V. 2010. Vliv cyklistického kroku na pohybovou soustavu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, vol. 17, no. 3, s. 107 – 112. ISSN neuvedeno.

LI, L. 1999. *Influence of the inertial properties of the human body: cycling at different pedaling speed*. Massachusetts, 1999. Doctoral dissertation. University of Massachusetts.

LI, L., CALDWELL, G. E. 1998. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *Journal of Applied Physiology*. [online]. 1998, vol. 85, no. 3, pp. 927 – 934. [cit. 16.12.2012]. ISSN 8750-7587. Dostupné na: <http://jap.physiology.org/content/85/3/927.full.pdf>.

LINNAMO, V. 2002. *Motor unit activation and force production during eccentric, concentric, and isometric actions*. Jyväskylä: University of Jyväskylä, 2002. ISBN 95-139-1162-4.

LUCIA, A., SAN JUAN, A. F., MONTILLA, M., CANETE, S., SANTALLARA, A., EARNEST, C., PERÉZ, M. 2004. In Professional Road Cyclists, Low Pedaling Cadences Are Less Efficient. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. [online]. 2004, vol. 36, no. 6, pp. 1048 – 1054. [cit. 28.10.2012]. ISSN nevedeno. Dostupné na: [http://www.setantacollege.com/wpcontent/uploads/Journal\\_db/In%20Professional%20Road%20Cyclists,%20Low%20Pedaling.pdf](http://www.setantacollege.com/wpcontent/uploads/Journal_db/In%20Professional%20Road%20Cyclists,%20Low%20Pedaling.pdf).

MAGEE, D. J. 2011. *Athletic and sport issues in musculoskeletal rehabilitation*. St. Louis, Mo.: Elsevier/Saunders, 2011. ISBN 14-160-2264-3.

MARTINS, E., DAGNESE, F., KLEINPAUL, J. F., CARPES, F. P., BOI MOTA, C. 2007. Evaluation of body position of competitive and recreational cyclists. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*. [online]. 2007, vol. 9, no. 2, pp. 183 – 188. [cit. 28.10.2012]. ISSN 1980-0037. Dostupné na: <http://www.periodicos.ufsc.br/index.php/rbcdh/article/download/4061/16712>.

MOHR, T. M., ALLISON, J. D., PATTERSON, R. 1981. Electromyographic analysis of the Lower extremity during pedaling. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, [online]. 1981, vol. 2, no. 4, pp. 163–170. [cit. 15.09.2012]. ISSN 0190-6011. Dostupné na: <http://www.jospt.org/members/getfile.asp?id=4092>.

MOORE, F. 2008. Correct bicycle set-up to minimise the risk of injury. *SportEX medicine Journal*. [online]. 2008, no. 37, pp. 6 – 9. [cit. 08.02.2012]. ISSN nevedeno. Dostupné na: <http://fisiopro.es/sites/default/files/docs/bike%20set%20up.pdf>.

MOSELEY, L., ACHTEN, J, MARTIN, J. C., JEUKENDRUP, A. E. 2004. No Differences in cycling efficiency between World-class and recreational cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, [online]. 2004, vol. 25, no. 5, pp. 374 – 379. [cit. 16.12.2012]. ISSN 0172-4622. Dostupné na: <http://d3epuodzu3wuis.cloudfront.net/R060.pdf>.

NICKELBERRY, B. L., BROOKS, G. A. 1996. No effect of cycling experience on leg cycle ergometer efficiency. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. [online]. 1996, vol. 28, no. 11, pp. 1396 – 1401. [cit. 28.10.2012]. ISSN 0195-9131. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8933490>.

NEPTUNE, R. R., KAUTZ, S. A., HULL, M. L. 1997. The effect of pedalling on coordination in cycling. *Journal of Biomechanics*. [online]. 1997, vol. 30, no. 10, pp. 1051 – 1058. [cit. 15.09.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929097000717>.

NORDEEN-SNYDER, K. S. 1977. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Medicine and Science in Sports*. [online]. 1977, vol. 9, no. 2, pp. 113 – 117. [cit. 08.02.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: [http://www.setantacollege.com/wp-content/uploads/Journal\\_db/THE%20EFFECT%20OF%20BICYCLE%20SEAT%20HEIGHT%20VARIATION%20UPON%20OXYGEN%20CONSUMPTION%20AND%20LOWER%20LIMB%20KINEMATICS.pdf](http://www.setantacollege.com/wp-content/uploads/Journal_db/THE%20EFFECT%20OF%20BICYCLE%20SEAT%20HEIGHT%20VARIATION%20UPON%20OXYGEN%20CONSUMPTION%20AND%20LOWER%20LIMB%20KINEMATICS.pdf).

RAASCH, C. C., ZAJAC, F. E., MA, B., LEVINE, W. S. 1997. Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *Journal of Biomechanics*. [online]. 1997, vol. 30, no. 6, pp. 595 – 602. [cit. 28.10.2012]. ISSN 0021-9290. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929096001881>.

RAASCH, C. C., ZAJAC, F. E. 1999. Locomotor strategy for pedaling: Muscle groups and biomechanical functions. *Journal of Neurophysiology*. [online]. 1999, vol. 82, no. 2, pp. 515 – 525. [cit. 21.01.2012]. ISSN 0022-3077. Dostupné na: <http://jn.physiology.org/content/82/2/515.full.pdf>.

RAYMOND, S., JOSEPH, N., GABRIEL, N. 2005. Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sport*. [online]. 2005, vol. 6, no. 2, pp. 89 – 96. [cit. 15.09.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X05000362>.

RYAN, M., GREGOR, R. 1992. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. [online]. 1992, vol. 2, no. 2, pp. 69 – 80. [cit. 16.12.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105064119290018E>.

RYCHNOVSKÝ, M., MOSTECKÁ, D. 2009. *Bolesti kolen v cyklistice* [online]. 2009, vol. 24, no. 10, 2009 [cit. 21.01.2012]. ISSN neuvedeno Dostupné na: <http://www.ondrej-vojtechovsky.cz/content/view/255/65/>.

SANDERSON, D. J. 1991. The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *Journal of Sports Sciences*. [online]. 1991, vol. 9, no. 2, pp. 191 – 203. [cit. 16.12.2012]. ISSN 0264-0414. Dostupné na: <http://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/02640419108729880>.

SANDERSON, D. J., BLACK, A. 2003. The effect of prolonged cycling on pedal forces. *Journal of Sports Sciences*. [online]. 2003, vol. 21, no. 3, pp. 191 – 193. [cit. 08.02.2012]. ISSN 0264-0414. Dostupné na: <http://educ.ubc.ca/faculty/sanderson/lab/CLFbiom/Downloads/Sanderson%20&%20Black.pdf>.

SAVELBERG, H., VAN DE PORT, I., WILLEMS, P. 2003. Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *Journal of Applied Biomechanics*. [online]. 2003, vol. 19, no. 4, pp. 310 – 324. [cit. 21.01.2012]. ISSN 1065-8483. Dostupné na: <http://journals.humankinetics.com/jab-back-issues/jabvolume19issue4november/bodyconfigurationincyclingaffectsmusclerecruitmentandmovementpattern>.

SHEEL, A. W., AMA, I., POTVIN, P., COUTTS, K. D., MCKENZIE, D. C. 1996. Comparison of aero-bars versus traditional cycling postures on physiological parameters during submaximal cycling. *Canadian Journal of Applied Physiology*. [online]. 1996, vol. 21, no. 1, pp. 16 – 22. [cit. 28.10.2012]. ISSN 1066-7814. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8664843>.

SHENNUM, P. L., DEVRIES, H. A. 1976. The effect of saddle height on oxygen consumption during bicycle ergometer work. *Medicine and Science in Sports*. [online]. 1976, vol. 8, no. 2, pp. 119 – 121. [cit. 16.12.2012]. ISSN 0025-7990. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/957931>.

SCHMIDT, A. 1998. *Handbook of competitive cycling: Training, keep fit, tactics*. Aachen: Meyer & Meyer, 1998. ISBN 38-912-4509-2.

SICKLE, J. R., HULL, M. L. 2007. Is economy of competitive cyclists affected by the anterior-posterior foot position on the pedal? *Journal of Biomechanics*. [online]. 2007, no. 40, pp. 1262 – 1267. [cit. 15.09.2012]. ISSN 0021-9290. Dostupné na: [http://www.bme.ucdavis.edu/hull/files/2011/11/VanSickle\\_JBiomech\\_2007.pdf](http://www.bme.ucdavis.edu/hull/files/2011/11/VanSickle_JBiomech_2007.pdf).

SMACK, W., NEPTUNE, R. R., HULL, M. L. 1999. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *Journal of Biomechanics*. [online]. 1999, vol. 32, no. 9, pp. 899 – 906. [cit. 16.12.2012]. ISSN 0021-9290. Dostupné na: [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(99\)00090-1/fulltext](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(99)00090-1/fulltext).

TAMBORINDEGUY, A. C., BINI, R. R. 2009. Does saddle height affect patellofemoral and tibiofemoral forces during bicycling for rehabilitation. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. [online]. 2009, vol. 15, no. 2, pp. 186 – 189. [cit. 28.10.2012]. ISSN 1360-8592. Dostupné na: [http://www.bodyworkmovementtherapies.com/article/S1360-8592\(09\)000928/fulltext](http://www.bodyworkmovementtherapies.com/article/S1360-8592(09)000928/fulltext).

TIMMER, CH. 1991. Cycling Biomechanics: A literature Review. *The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. [online]. 1991, vol. 14, no. 3, pp. 106 – 113. [cit. 08.02.2012]. ISSN neuvedeno. Dostupné na: [www.jospt.org/members/getfile.asp?id=3537](http://www.jospt.org/members/getfile.asp?id=3537).

TOO, D. 1993. The effect of hip position/configuration on EMG patterns in cycling. *International Symposium on Biomechanics in Sports*. [online]. 1993, no. 11, pp. 126 – 131. [cit. 16.12.2012]. ISSN 1999-4168. Dostupné na: <https://ojs.uni-konstanz.de/cpa/article/download/1693/1595>.

WAKELING, J. M., HORN, T. 2008. Neuromechanics of Muscle Synergies During Cycling. *Journal of Neurophysiology*. [online]. 2008, vol. 101, no. 2, pp. 843 – 854. [cit. 28.10.2012]. ISSN 0022-3077. Dostupné na: <http://www.asbweb.org/conferences/2008/abstracts/205.pdf>.

## SEZNAM ZKRATEK

μV	mikrovolt
A	amatérští jezdci
Ag	stříbro
AgCl	chlorid stříbrný
AJ	anglický jazyk
et al.	a kolektiv
ANOVA	Analysis of variance
AR	asymetry ratio
atd.	a tak dále
BDC	bottom dead centre
BF	musculus biceps femoris
BMI	body mass index
cm	centimetr
č.	číslo
ČJ	český jazyk
EBM	evidence based medicine
EMG	elektromyografie
Hz	Hertz
ISBN	International Standard Book Number
ISSN	International Standard Serial Number
Inc.	Incorporated
kg	kilogram
km	kilometr
L	levý



LDK	levá dolní končetina
m.	musculus
mm.	musculi
mm	milimetr
ms	milisekunda
N	počet testovaných v souboru
no.	number
Obr.	obrázek
p.	page
p	statistická významnost
P	pravý
PDK	pravá dolní končetina
polyEMG	polyelektromyografie
PP	power phase
pp.	pages
příl.	příloh
RF	musculus rectus femoris
RMS	root mean square
RP	recovery phase
rpm	revolutions per minute
s.	strana
SD	směrodatná odchylka (standard deviation)
SEMG	povrchová (surface) elektromyografie
SPD	Shimano Pedaling Dynamics
ss.	strany
TA	musculus tibialis anterior
Tab.	tabulka

TDC	top dead centre
tj.	to jest
tzv.	takzvaný
U	hodnota testového kritéria
V	výkonnostní jezdci
VL	musculus vastus lateralis
VM	musculus vastus medialis
VO <sub>2</sub> max	maximální spotřeba kyslíku
vol.	volume
W	Watt
Z	hodnota testovacího kritéria
ZS	zkoumaný soubor

## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obr. 1</b> Rozdělení cyklistického kroku na dvě hlavní fáze (Timmer, 1991, p. 10).....	9
<b>Obr. 2</b> Znázornění základních poloh pedálu (Baum, Li, 2003, p. 184).....	10
<b>Obr. 3</b> Celkový přehled sil (upraveno dle Fonda, Sarabon, 2010, p. 193).....	11
<b>Obr. 4</b> Přehled aktivity jednotlivých svalů (Fonda, Sarabon, 2010, p. 201).....	15
<b>Obr. 5</b> Schéma svalové aktivity (upraveno dle Timmer, 1991, p. 108 – 109).....	16
<b>Obr. 6</b> Znázornění rozložení dat pomocí box (krabicového) grafu .....	30
<b>Obr. 7</b> Rozdílné zapojení m. biceps femoris u dvou subjektů (Li, Caldwell, 1998, p. 933) .....	48
<b>Obr. 8</b> Radiální/plantární cyklistický krok u výkonnostního jezdce (zátěž 3) .....	52
<b>Obr. 9</b> Radiální/plantární cyklistický krok u výkonnostního jezdce (zátěž 3).....	53
<b>Obr. 10</b> Radiální (A) a axiální (B) cyklistický krok (Kračmar, 2005, s. 29).....	54
<b>Obr. 11</b> Axiální/dorzální cyklistický krok u amatérského jezdce (zátěž 3).....	55
<b>Obr. 12</b> Axiální/dorzální cyklistický krok u amatérského jezdce (zátěž 3).....	56
<b>Obr. 13</b> Předozadní zobrazení techniky jízdy výkonnostního cyklisty (zátěž 3).....	59
<b>Obr. 14</b> Předozadní zobrazení techniky jízdy výkonnostního cyklisty (zátěž 3).....	59
<b>Obr. 15</b> Předozadní zobrazení techniky jízdy amatérského cyklisty (zátěž 3).....	60
<b>Obr. 16</b> Předozadní zobrazení techniky jízdy amatérského cyklisty (zátěž 3).....	61
<b>Obr. 17</b> Změna charakteru jízdy zvýšením zátěže (vlevo zátěž 1, vpravo zátěž 4)....	62
<b>Obr. 18</b> Změna charakteru jízdy zvýšením zátěže (vlevo zátěž 1, vpravo zátěž 4)....	62
<b>Obr. 19</b> Změna charakteru jízdy zvýšením zátěže (vlevo zátěž 1, vpravo zátěž 4)...	63

## SEZNAM TABULEK

<b>Tab. 1</b> Frekvenční rozpětí pro jednotlivé svaly podle maximálních hodnot výkonu...	29
<b>Tab. 2</b> Testová statistika pro hypotézu $H_{01}$ (ZS).....	31
<b>Tab. 3</b> Testová statistika pro hypotézu $H_{02}$ (skupina A).....	32
<b>Tab. 4</b> Testová statistika pro hypotézu $H_{03}$ (skupina V).....	32
<b>Tab. 5</b> Testová statistika pro hypotézu $H_{04}$ .....	33
<b>Tab. 6</b> Testová statistika pro hypotézu $H_{05}$ .....	36
<b>Tab. 7</b> Testová statistika pro hypotézu $H_{06}$ .....	37
<b>Tab. 8</b> Znárodnění rozložení AR mezi pravou a levou dolní končetinu.....	46

## SEZNAM GRAFŮ

<b>Graf 1</b> Rozložení dat nárůstu svalové aktivity m. vastus lateralis.....	34
<b>Graf 2</b> Rozložení dat nárůstu svalové aktivity m. vastus medialis.....	35
<b>Graf 3</b> Rozložení dat výkonu m. tibialis anterior.....	37
<b>Graf 4</b> Rozložení dat výkonu m. biceps femoris.....	38
<b>Graf 5</b> Nárůst svalové aktivity m. vastus lateralis.....	40
<b>Graf 6</b> Nárůst svalové aktivity m. vastus medialis.....	40
<b>Graf 7</b> Nárůst svalové aktivity m. biceps femoris.....	41
<b>Graf 8</b> Nárůst svalové aktivity m. tibialis anterior.....	42
<b>Graf 9</b> Koeficient Asymetry Ratio u amatérských a výkonnostních jezdců.....	45
<b>Graf 10</b> Power spectrum křivka závislosti výkonu na frekvenci m. rectus femoris....	49
<b>Graf 11</b> Power spectrum křivka závislosti výkonu na frekvenci m. vastus lateralis...	49
<b>Graf 12</b> Power spectrum křivka závislosti výkonu na frekvenci m. vastus medialis..	49
<b>Graf 13</b> Power spectrum křivka závislosti výkonu na frekvenci m. tibialis anterior...	50
<b>Graf 14</b> Power spectrum křivka závislosti výkonu na frekvenci m. biceps femoris...	50

## SEZNAM PŘÍLOH

<b>Příloha 1</b> Poučení a informovaný souhlas.....	87
<b>Příloha 2</b> Kineziologický rozbor.....	88 – 90
<b>Příloha 3</b> Hodnoty popisné statistiky nárůstu svalové aktivity v průběhu progresivního zvyšování zátěže pro hypotézu $H_01$ , $H_02$ , $H_03$ , $H_04$ .....	91
<b>Příloha 4</b> Hodnoty popisné statistiky symetrie svalové aktivity pravé a levé dolní končetiny pro hypotézu $H_05$ .....	92
<b>Příloha 5</b> Hodnoty popisné statistiky výkonu svalů pro hypotézu $H_06$ .....	93

# PŘÍLOHA 1



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Tř. Svobody 8, PO BOX 135, 771 11 Olomouc

Tel./fax: +420 585 632 852

---

## POUČENÍ A INFORMOVANÝ SOUHLAS

V rámci diplomové práce s názvem Objektivizace cyklistického kroku v SEMG obraze zhotovené Bc. Jiřím Stachem pod vedením Mgr. Jany Tomsové souhlasím s odebráním a zpracováním anamnestických dat, kineziologickým vstupním vyšetřením a vyšetřením na bicyklovém trenažeru pomocí SEMG, jehož výsledky budou dále zpracovány. Byl jsem srozumitelně a podrobně seznámen s průběhem všech vyšetření a souhlasím s jejich provedením.

V Olomouci dne .....

Podpis: .....

## PŘÍLOHA 2

### KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR

Jméno:

Datum narození:

Výška:

Váha:

Stranová dominance dle testu laterality:

horní končetina:

dolní končetina:

Úrazová anamnéza:

Délkové parametry:

	PDK	LDK
Femur *1		
Tibie *2		
Funkční *3		
Anatomická *4		

\*1 – vzdálenost trochanter major a štěrby kolenního kloubu

\*2 – vzdálenost štěrby kolenního kloubu a malleolus lateralis

\*3 – vzdálenost spina iliaca anterior superior a malleolus medialis

\*4 – vzdálenost trochanter major a malleolus lateralis

(dle Haladová, Nechvátalová, Vyšetřovací metody hybného systému, 2003, ss. 20 – 22)



Obvody dolních končetin:

	PDK	LDK
Stehno *5		
Koleno		
Lýtka *6		

\*5 – měřeno 20 cm nad patellou, \*6 – měřeno ve střední části

(dle Haladová, Nechvátalová, Vyšetřovací metody hybného systému, 2003, ss. 20 – 22)

Testy zkrácených svalů (dle Janda, Svalové funkční testy, 2004, ss. 281 – 292)

	LDK		PDK	
	ANO	NE	ANO	NE
m. soleus	ANO	NE	ANO	NE
mm. gastrocnemii	ANO	NE	ANO	NE
m. iliopsoas	ANO	NE	ANO	NE
m. rectus femoris	ANO	NE	ANO	NE
m. biceps femoris	ANO	NE	ANO	NE
mm. adductores	ANO	NE	ANO	NE

Rozsah kloubů:

	DORZÁLNÍ FLEXE		PLANTÁRNÍ FLEXE	
Hlezenní kloub				

	FLEXE		EXTENZE	
Kolenní kloub				

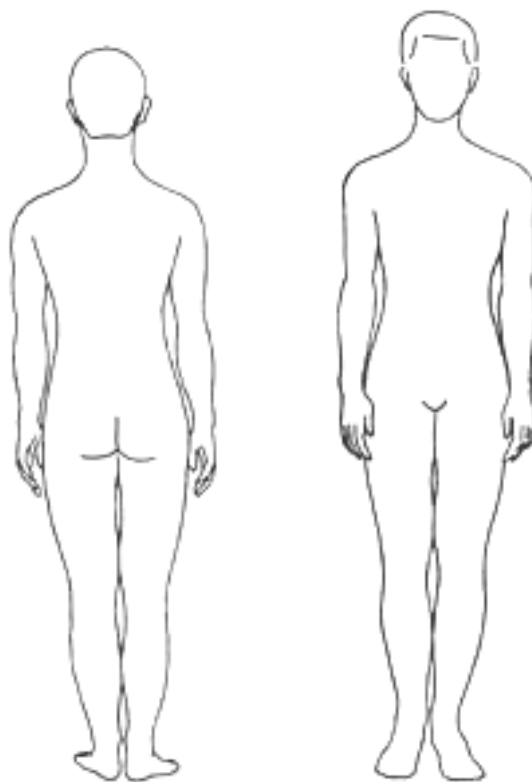
	FLEXE		EXTENZE		ABDUKCE		ADDUKCE	
Kyčelní kloub								

Preferovaný typ jízdního kola: silniční/horské/krosové/dráhové/triatlonové/BMX/jiné

Přibližný roční objem tréniku: ..... km

Bolesti pohybového aparátu: Mám/Nemám

Lokalizace:



# PŘÍLOHA 3

Hodnoty popisné statistiky nárůstu svalové aktivity v průběhu progresivního zvyšování zátěže pro hypotézu  $H_01$  a  $H_02$ ,  $H_03$ ,  $H_04$

skupina	RF		VL		VM		TA		BF		
	zátěž 2	zátěž 3	zátěž 2	zátěž 3	zátěž 2	zátěž 3	zátěž 2	zátěž 3	zátěž 2	zátěž 3	
výkonnostní	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	
N	116,65	136,17	181,70	181,70	98,80	141,60	184,05	184,05	115,65	145,68	178,96
Minimum	168,34	306,38	395,46	180,73	278,05	364,71	192,86	276,16	360,45	265,37	434,18
Maximum	126,01	178,88	240,99	142,17	203,70	248,89	134,36	235,87	302,73	126,82	169,18
Medián	134,21	205,77	275,59	139,20	208,18	257,73	139,81	221,42	282,16	143,91	201,93
Průměr	19,50	67,60	85,18	24,55	48,69	64,85	24,61	42,28	66,20	52,14	101,30
SD	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8
amatérští	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8
N	110,53	142,26	192,43	126,19	185,32	202,88	110,78	169,14	196,06	89,02	90,01
Minimum	183,80	251,61	284,15	195,56	322,84	423,05	217,78	352,54	466,35	159,52	297,14
Maximum	135,68	203,63	294,55	149,56	232,01	298,53	170,34	247,72	356,36	118,04	227,19
Medián	139,39	205,40	283,60	156,68	247,21	318,46	164,99	254,35	336,22	121,32	198,94
Průměr	23,66	48,85	71,30	26,49	56,80	80,15	34,01	59,24	94,19	22,55	70,90
SD	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16
celkem	110,53	136,17	181,70	98,80	141,60	184,05	110,78	145,68	178,96	89,02	90,01
N	183,80	306,38	395,46	195,56	322,84	423,05	217,78	352,54	466,35	159,52	297,14
Minimum	129,79	189,94	257,72	145,41	215,73	273,28	145,19	239,71	325,53	124,15	184,58
Maximum	136,80	205,59	279,59	147,94	227,69	288,09	152,40	237,89	309,19	132,61	200,44
Medián	21,11	56,98	76,00	26,27	54,94	77,10	31,49	52,55	83,46	40,52	84,48
Průměr	23,99	48,85	71,30	26,49	56,80	80,15	34,01	59,24	94,19	22,55	70,90
SD	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16
celkem	110,53	136,17	181,70	98,80	141,60	184,05	110,78	145,68	178,96	89,02	90,01
N	183,80	306,38	395,46	195,56	322,84	423,05	217,78	352,54	466,35	159,52	297,14
Minimum	129,79	189,94	257,72	145,41	215,73	273,28	145,19	239,71	325,53	124,15	184,58
Maximum	136,80	205,59	279,59	147,94	227,69	288,09	152,40	237,89	309,19	132,61	200,44
Medián	21,11	56,98	76,00	26,27	54,94	77,10	31,49	52,55	83,46	40,52	84,48
Průměr	23,99	48,85	71,30	26,49	56,80	80,15	34,01	59,24	94,19	22,55	70,90
SD	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16
celkem	110,53	136,17	181,70	98,80	141,60	184,05	110,78	145,68	178,96	89,02	90,01
N	183,80	306,38	395,46	195,56	322,84	423,05	217,78	352,54	466,35	159,52	297,14
Minimum	129,79	189,94	257,72	145,41	215,73	273,28	145,19	239,71	325,53	124,15	184,58
Maximum	136,80	205,59	279,59	147,94	227,69	288,09	152,40	237,89	309,19	132,61	200,44
Medián	21,11	56,98	76,00	26,27	54,94	77,10	31,49	52,55	83,46	40,52	84,48
Průměr	23,99	48,85	71,30	26,49	56,80	80,15	34,01	59,24	94,19	22,55	70,90
SD	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16
celkem	110,53	136,17	181,70	98,80	141,60	184,05	110,78	145,68	178,96	89,02	90,01
N	183,80	306,38	395,46	195,56	322,84	423,05	217,78	352,54	466,35	159,52	297,14
Minimum	129,79	189,94	257,72	145,41	215,73	273,28	145,19	239,71	325,53	124,15	184,58
Maximum	136,80	205,59	279,59	147,94	227,69	288,09	152,40	237,89	309,19	132,61	200,44
Medián	21,11	56,98	76,00	26,27	54,94	77,10	31,49	52,55	83,46	40,52	84,48
Průměr	23,99	48,85	71,30	26,49	56,80	80,15	34,01	59,24	94,19	22,55	70,90
SD	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16
celkem	110,53	136,17	181,70	98,80	141,60	184,05	110,78	145,68	178,96	89,02	90,01
N	183,80	306,38	395,46	195,56	322,84	423,05	217,78	352,54	466,35	159,52	297,14
Minimum	129,79	189,94	257,72	145,41	215,73	273,28	145,19	239,71	325,53	124,15	184,58
Maximum	136,80	205,59	279,59	147,94	227,69	288,09	152,40	237,89	309,19	132,61	200,44
Medián	21,11	56,98	76,00	26,27	54,94	77,10	31,49	52,55	83,46	40,52	84,48
Průměr	23,99	48,85	71,30	26,49	56,80	80,15	34,01	59,24	94,19	22,55	70,90
SD	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16

Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, N – počet testovaných v souboru, SD – směrodatná odchylka

## PŘÍLOHA 4

Hodnoty popisné statistiky symetrie svalové aktivity pravé a levé dolní končetiny pro hypotézu  $H_0$

skupina		RF	VL	VM	TA	BF	GL	GM
výkonnostní	N	8	8	8	8	8	8	8
	Minimum	6,49	15,68	9,13	1,39	11,61	0,94	1,98
	Maximum	104,12	95,53	93,88	136,82	70,47	79,07	59,75
	Medián	34,69	29,79	22,38	22,19	26,61	17,81	19,72
	Průměr	37,72	45,63	35,34	59,16	28,93	26,05	24,94
	SD	30,52	33,85	30,48	62,67	18,50	26,17	20,88
amatérští	N	8	8	8	8	8	8	8
	Minimum	7,76	1,28	0,14	11,63	12,42	7,79	3,68
	Maximum	87,95	49,64	145,50	162,87	106,82	97,52	80,56
	Medián	43,09	28,72	26,00	52,94	27,44	38,73	52,60
	Průměr	45,38	27,65	46,42	72,17	41,81	42,50	48,35
	SD	29,40	20,28	52,18	52,37	37,57	28,45	28,93
celkem	N	16	16	16	16	16	16	16
	Minimum	6,49	1,28	0,14	1,39	11,61	0,94	1,98
	Maximum	104,12	95,53	145,50	162,87	106,82	97,52	80,56
	Medián	38,75	29,79	22,38	40,95	27,44	28,46	41,09
	Průměr	41,55	36,64	40,88	65,67	35,37	34,27	36,65
	SD	29,22	28,51	41,68	56,20	29,37	27,74	27,20

Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, GL – m. gastrocnemius lateralis, GM – m. gastrocnemius medialis, N – počet testovaných v souboru, SD – směrodatná odchylka

## PŘÍLOHA 5

Hodnoty popisné statistiky výkonu svalů pro hypotézu H<sub>06</sub>

skupina		RF	VL	VM	TA	BF
výkonnostní	N	8	8	8	8	8
	Minimum	1478,48	10278,50	30216,80	1166,14	1968,67
	Maximum	9394,90	35330,50	197349,00	7208,50	9676,20
	Medián	5327,64	23332,50	46053,75	5013,24	5366,26
	Průměr	5562,05	22771,86	67817,41	4459,38	5171,58
	SD	2786,68	9083,43	56641,07	2180,80	2612,11
amatérští	N	8	8	8	8	8
	Minimum	2276,29	4605,53	9626,52	492,18	612,84
	Maximum	8728,60	139723,00	140181,00	4289,30	6236,20
	Medián	4336,90	17681,00	93375,45	2176,06	2794,42
	Průměr	5155,33	32026,25	78482,64	2089,54	2569,53
	SD	2734,56	44803,04	51676,60	1184,94	1783,23
celkem	N	16	16	16	16	16
	Minimum	1478,48	4605,53	9626,52	492,18	612,84
	Maximum	9394,90	139723,00	197349,00	7208,50	9676,20
	Medián	4894,91	19058,00	48803,45	2545,78	2925,45
	Průměr	5358,69	27399,06	73150,03	3274,46	3870,55
	SD	2675,39	31592,53	52666,09	2091,00	2544,33

Legenda: RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, TA – m. tibialis anterior, BF – m. biceps femoris, N – počet testovaných v souboru, SD – směrodatná odchylka