

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

DISERTAČNÍ PRÁCE

Univerzita Karlova
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Studijní obor - Kinantropologie

KOORDINAČNÍ ZMĚNY ATLETICKÉHO SPRINTU PŘED A PO PROVEDENÍ SPECIÁLNÍCH BĚŽECKÝCH CVIČENÍ

Changes of coordination of the athletic sprint before and after the performance of
special running exercises

Disertační práce
Mgr. Ondřej Pařík

Pracoviště: Fakulta tělesná výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze

Školitel: doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Praha 2014

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu.

V Praze, dne 13. června 2014

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Děkuji školiteli doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za vedení a podporu při psaní disertační práce. PhDr. Radimu Pavelkovi, Ph.D., Mgr. Petře Mikulíkové, Ph.D., Mgr. Lence Satrapové, Mgr. et Bc. Janu Paříkovi, Bc. Lucii Procházkové a Mgr. Tomáši Varhánkovi za pomoc a cenné rady, které mi poskytli při zpracování disertační práce.

Jméno a příjmení autora: Mgr. Ondřej Pařík

Název disertační práce: Koordinační změny atletického sprintu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení

Pracoviště: Katedra sportů v přírodě

Školitel: doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Rok obhajoby disertační práce: 2014

Abstrakt: Disertační práce se zabývá kineziologickou analýzou atletického běhu – sprintu. Cílem je intra a interindividuální komparace zapojení jednotlivých svalů a časových charakteristik při sprintu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení. V atletickém tréninku se stále větší důraz klade na využití speciálních tréninkových prostředků. V tréninku sprinterů se využívá speciálních běžeckých cvičení téměř denně. Je otázkou, jak se jejich užívání okamžitě projeví na práci svalů. Kvalitativní a kvantitativní výsledky popisují aktivaci svalů během sprintu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení. Hlavním nástrojem výzkumu byla analýza elektromyografického záznamu povrchového napětí svalů při sprintu maximální rychlostí v úseku 30 metrů. Obsahem výzkumu byly dvě srovnávací analýzy, kterých se zúčastnilo 8 probandů – interindividuální a intraindividuální. Během vyhodnocení nastupovala kvantitativní i kvalitativní složka posuzování. Na základě dosažených výsledků můžeme říci, že neexistuje rozdíl mezi během před a po provedení speciálních běžeckých cvičení.

Klíčová slova: Sprint, speciální běžecká cvičení, elektromyografie, ANOVA

Author's first name and Surname: Mgr. Ondřej Pařík

Title of the doctoral thesis: Changes coordination of the athletic sprint before and after the performance of special running exercises

Department: Department of outdoor sports

Supervisor: doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

The year of presentation: 2014

Abstract: This doctoral thesis deals with the kinesiological analysis of the athletic run – sprint. The aim of the thesis is the time characteristics comparison and switching on of the muscles which are working during the sprint before and after the performance of special running exercises. It is becoming much more important to use the special training procedures during training sessions. The special running exercises are performed almost daily during training sessions of sprinters. The question is to what extent their performance is evident on the activation of muscles. The qualitative and quantitative results show the activation of muscles during sprint before and after the performance of the special running exercises. The main tool of the research was the surface EMG analysis of muscles during a 30-metre long sprint. The content of the research were two comparative analysis, where 8 proband participated – interindividual and intraindividual. During the evaluation process we considered the quantitative and qualitative components. On the basic of the reached results we may say that there is no difference between the run before and after the performance of special running exercises.

Keywords: Sprint, special running exercises, electromyography, ANOVA

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Seznam obrázků

Obrázek 3.1 Limitní faktory ve sprintu (Winckler, 1991)postavy na délku a frekvenci	35
Obrázek 3.2 Sklad rychlostí (Kněnický a kol., 1974).....	42
Obrázek 3.3 Fáze dokroku (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	46
Obrázek 3.4 Fáze odrazu (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)	46
Obrázek 3.5 Svalová aktivita při běžeckém cyklu (Hottenrott, Neumann, 2002). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 – Zadní švihová fáze, 4 – Přední švihová fáze.....	51
Obrázek 3.6 Excentricko-koncentrický cyklus svalu. A: Protážení svalu, B: Excentrické natažení svalu během doby opory, C: Koncentrické zkracování svalu v okamžiku odrazu (Komi, 1994).....	52
Obrázek 3.7 Vertikální průběh těžiště při běhu (Kněnický a kol., 1974).....	56
Obrázek 3.8 Fáze odrazu (Beran, 2008)	58
Obrázek 3.9 „Přední“ a „zadní“ náhon při běhu (Vonstein, 1996).....	59
Obrázek 3.10 Fáze letu (Beran, 2008)	59
Obrázek 3.11 Okamžik dokroku (Beran, 2008).....	59
Obrázek 3.12 Moment vertikály (amortizace) (Beran, 2008).....	60
Obrázek 3.13 Práce paží (Beran, 2008)	61
Obrázek 4.1 On/off časové vzory pro svaly stehna. Modré obdélníky znázorňují kdy je sval aktivní (Konrad, 2005)	72
Obrázek 4.2 Schématická ilustrace frekvenčního posunu směrem k nižším frekvencím a výpočet indexu svalové únavy (Konrad, 2005)	73
Obrázek 4.3 EMG signál a dekompozice sledu akčních potenciálů individuálních motorických jednotek (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006).....	75
Obrázek 4.4 Umělý rozdíl mezi dvěma subjekty způsobený normalizací časové osy v procentech cyklu (Hug, 2011)	82
Obrázek 4.5 Vliv různé tloušťky vrstev tkáně pod elektrodami (Konrad, 2005)	85
Obrázek 5.1 EMG vrcholy aktivace v rámci běžeckého cyklu pro 5 subjektů (Guidetti, Rivellini, Figura, 1996). ES - m. erector spinae; VM - m. vastus medialis; VL - m. vastus lateralis; RF - m. rectus femoris; TA - m. tibialis anterior; GA - m. gastrocnemius, BF - m. biceps femoris.....	87
Obrázek 5.2 Přehled autorů, kteří publikovali fázickou aktivitu svalů kyčle během běhu. GM – m. gluteus maximus, ABD – Abduktory, ADD – Adduktory, TFL (am) – m.	

tensor fasciae latae (anteromediální vlákna), TFL (pl) – m. tensor fasciae latae (posterolaterální vlákna), OD – okamžik dokroku, OO – okamžik odrazu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)	88
Obrázek 5.3 Přehled autorů, kteří publikovali fázičnou aktivitu svalů kolene během běhu. RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, SM-ST – m. semimembranosus-semitendinosus, OD – okamžik dokroku, OO – okamžik odrazu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)	89
Obrázek 5.4 Amplituda EMG aktivity na ventrální straně stehna během oporové fáze běhu (velikost aktivity je vyznačena stínováním) (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)	91
Obrázek 5.5 Přehled autorů, kteří publikovali aktivitu svalů hlezna během běhu. GAS – m. gastrocnemius, SOL – m. soleus, TA – m. tibialis anterior, OD – okamžik dokroku, OO – okamžik odrazu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)	93
Obrázek 7.1 Lokalizace elektrod na m. tibialis anterior dx. (vlevo) a m. gastrocnemius dx. – caput medialis (vpravo), upraveno podle Travell, Simons (Travell, Simons, 1999)	102
Obrázek 7.2 Lokalizace elektrod na m. quadriceps femoris dx. – rectus femoris a vastus lateralis dx. (vlevo) a m. biceps femoris dx. – caput longum (vpravo), upraveno podle Travell, Simons (Travell, Simons, 1999).....	103
Obrázek 7.3 Lokalizace elektrod na m. gluteus maximus dx. (vlevo) a m. rectus abdominis dx. (vpravo), upraveno podle Travell, Simons (Travell, Simons, 1999)	103
Obrázek 8.1 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 1	116
Obrázek 12.1 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 2	157
Obrázek 12.2 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 3	157
Obrázek 12.3 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 4	158
Obrázek 12.4 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 5	158
Obrázek 12.5 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 6	159
Obrázek 12.6 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 7	159

Obrázek 12.7 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 8	160
Obrázek 12.8 Lokalizace elektrod na svalu m. tibialis anterior dx.....	161
Obrázek 12.9 Lokalizace elektrod na svalu m. gastrocnemius - caput medialis dx.	161
Obrázek 12.10 Lokalizace elektrod na svalu m. quadriceps femoris - vastus	162
Obrázek 12.11 Lokalizace elektrod na svalu m. biceps femoris - caput longum dx. ...	162
Obrázek 12.12 Lokalizace elektrod na svalu m. gluteus maximus dx.....	163
Obrázek 12.13 Lokalizace elektrod na svalu m. rectus abdominis dx.....	163
Obrázek 12.14 Informovaný souhlas probanda	164
Obrázek 12.15 Souhlas etické komise	165

Seznam grafů

Graf 3.1 Průběh rychlosti běhu na různých tratích u mužů (Joch, 1992)	34
Graf 3.2 Vliv výšky postavy na délku a frekvenci kroku (Hottenrott, Neumann, 2002)	35
Graf 3.3 Rychlost běhu, délka a frekvence kroku na trati 100 m (Baumann, Schwirtz, Gross, 1986).....	36
Graf 3.4 Průběh délky kroku v běhu na 100 metrů u různých výkonnostních skupin (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)	37
Graf 3.5 Průběh frekvence kroku v běhu na 100 metrů u různých výkonnostních skupin (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)	37
Graf 3.6 Délka a frekvence kroku na trati 100 m při MS v Tokiu 1991 (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	40
Graf 3.7 Délka kroku během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009).....	40
Graf 3.8 Frekvence kroku během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009).....	41
Graf 3.9 Rychlost běhu během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009).....	41
Graf 3.10 Šířka kroku během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009).....	42
Graf 3.11 Průběh rychlostí běhů na trati 100 m při MS v Tokiu 1991 (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	45
Graf 3.12 Fázová struktura běhu (Hottenrott, Neumann, 2002). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 - Zadní švihová fáze, 4 - Přední švihová fáze, GC – Okamžik dokroku, TO – Okamžik odrazu, PRE – Preaktivace	50
Graf 3.13 Střední, absolutní a relativní doba trvání opory, svihu a celého cyklu při běhu různou rychlostí (Hottenrott, 2001)	53
Graf 3.14 Relativní doba hlavní svalové aktivity a úhel v kolenním kloubu při rychlosti běhu 3,3 ms (Hottenrott a kol., 2001). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 - Zadní švihová fáze, 4 - Přední švihová fáze.....	54
Graf 3.15 Svalová aktivita a úhel v kolenním kloubu při běhu po patách a předních částech chodidel (Hottenrott, Neumann, 2002). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 - Zadní švihová fáze, 4 - Přední švihová fáze; osa „y“ - elektrické napětí v mikrovoltech [uV].....	55

Graf 3.16 Aktivace m. semimembranosus m. biceps femoris (vlevo) a m. rectus femoris (vpravo) během běžeckého cyklu na různých površích. OD – okamžik dokroku, MV - moment vertikály, OO - okamžik odrazu (Pinnington, Lloyd, Besier, Dawson, 2005) .	57
Graf 3.17 Aktivace m. vastus medialis a lateralis (vlevo) a mm. gastrocnemii (vpravo) během běžeckého cyklu na různých površích. OD – okamžik dokroku, MV - moment vertikály, OO - okamžik odrazu (Pinnington, Lloyd, Besier, Dawson, 2005)	58
Graf 4.1 Příklad zpracování signálu povrchové elektromyografie pro studium svalové koordinace (Hug, 2011)	78
Graf 4.2 Vizualní a numerické vyhodnocení kvality základní klidové EMG křivky (Konrad, 2005).....	79
Graf 4.3 Porovnání dvou vyhlazovacích algoritmů při použití stejné šířky okna (Konrad, 2005)	80
Graf 4.4 Individuální příklad vlivu low-pas filtrů (Hug, 2011).....	81
Graf 4.5 Vytvoření průměrné křivky do časově normalizovaného úseku 0 až 100 % (Konrad, 2005).....	81
Graf 4.6 Příklad průměrných křivek se směrodatnými odchylkami, červená - EMG, zelená - točivý moment (Konrad, 2005)	82
Graf 4.7 Ilustrace onset a offset časové periody, jsou aplikována kritéria prahu k determinaci EMG onset času (Konrad, 2005)	83
Graf 4.8 Variabilita jednotlivých EMG vzorů při 3 opakováních stejného pohybu (Konrad, 2005).....	84
Graf 4.9 Příklad ovlivnění EMG záznamu ECG artefaktem (A) a výsledek aplikace ECG redukčních algoritmů (Konrad, 2005)	85
Graf 4.10 Vypočítané chyby, které jsou ovlivněné ECG artefaktem (při relaxaci) (Konrad, 2005).....	86
Graf 5.1 EMG výsledky svalu m. quadriceps femoris a úhlu v kolenním kloubu pro typický subjekt (průměr z 6-ti dob opory) (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)	91
Graf 5.2 Soubor průměrných výsledků 6-ti subjektů mezi vztahem EMG svalu m. quadriceps femoris a úhlu v kolenním kloubu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)	92
Graf 8.1 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 1 před (A) a po (B) provedení SBC.....	106
Graf 8.2 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 1	107
Graf 8.3 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá	

polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 1	115
Graf 12.1 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 2 před (A) a po (B) provedení SBC.....	136
Graf 12.2 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 3 před (A) a po (B) provedení SBC.....	137
Graf 12.3 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 4 před (A) a po (B) provedení SBC.....	138
Graf 12.4 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 5 před (A) a po (B) provedení SBC.....	139
Graf 12.5 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 6 před (A) a po (B) provedení SBC.....	140
Graf 12.6 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 7 před (A) a po (B) provedení SBC.....	141
Graf 12.7 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 8 před (A) a po (B) provedení SBC.....	142
Graf 12.8 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 2 ..	143
Graf 12.9 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 3 ..	144
Graf 12.10 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 4	145
Graf 12.11 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 5	146
Graf 12.12 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 6	147
Graf 12.13 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 7	148
Graf 12.14 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 8	149
Graf 12.15 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 2	153
Graf 12.16 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 3	153
Graf 12.17 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC,	

pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 4	154
Graf 12.18 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 5	154
Graf 12.19 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 6	155
Graf 12.20 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 7	155
Graf 12.21 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 8	156

Seznam tabulek

Tabulka 3.1 Porovnání minimálních a maximálních hodnot určených parametrů ze závodu na 100 m mužů a žen na OH v Soulu 1988 (Sušanka a kol., 1988).....	38
Tabulka 3.2 Parametry kroků v běhu na 100 m při MS 1991 V Tokiu (Ulrich, Jonath, Krempel, Haag, Müller, 1995).....	39
Tabulka 3.3 Časové parametry v běhu na 100 m při MS 1991 v Tokiu (Ulrich, Jonath, Krempel, Haag, Müller, 1995).....	44
Tabulka 3.4 Biomechanická analýza MS Berlín 2009 (síla větru, starotvň reakce, doba trvání jednotlivých úseků trati a finální čas) (Graubner, Buckwitz, Landmann, Starke, 2009).....	45
Tabulka 3.5 Dělení běžecké fáze - přehled autorů.....	47
Tabulka 3.6 Dělení běžeckého cyklu a jednotlivé charakteristiky (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	48
Tabulka 3.7 Dělení běžeckého cyklu a jednotlivé charakteristiky (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	48
Tabulka 3.8 Prvky pro pozorování techniky běhu (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	49
Tabulka 3.9 Prvky pro pozorování techniky běhu (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	49
Tabulka 3.10 Doby opory a velikosti vertikální síly při reakci s podložkou při různých rychlostech běhu. Síla je vztažena ke hmotnosti těla (BW Body weight) (Munro a kol., 1987).....	56
Tabulka 3.11 Doby opory při běhu a SBC a doba trvání 2 cyklů při rychlosti 7 m/s (Pařík, Hojka, Pavelka, 2011).....	57
Tabulka 5.1 Průměrné hodnoty pro kritické fáze během extenze v kolenním kloubu při běhu rychlostí 4 m/sec (Cavanagh, Lake, McClay, 1990).....	92
Tabulka 7.1 Dosažené časy při měření.....	100
Tabulka 7.2 Charakteristiky sledovaného souboru.....	101
Tabulka 8.1 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 1109	
Tabulka 8.2 Změna plochy pod EMG křivkou (vše v %) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC (N/A – není k dispozici).....	112
Tabulka 8.3 Změna průměru EMG křivky (vše v %) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC (N/A – není k dispozici).....	112

Tabulka 8.4 Poměr inervace (vše v %) jednotlivých svalů v běhu před a po provedení SBC; N - nezměřeno	113
Tabulka 8.5 Matice hodnot F při statistické analýze ANOVA na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 4,41$ pro 10 ploch pod křivkou před a po SBC (2 skupiny); N - nezměřeno, tučné hodnoty znamenají homogenost skupin, podtržená hodnota značí homogenost skupin na hladině významnosti $\alpha = 0,01$ a při $F_{krit} = 8,29$	117
Tabulka 8.6 Matice hodnot F při statistické analýze ANOVA na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 4,41$ pro 10 vrcholů před a po SBC (2 skupiny); N - nezměřeno, tučné hodnoty znamenají homogenost skupin, podtržená hodnota značí homogenost skupin na hladině významnosti $\alpha = 0,01$ a při $F_{krit} = 8,29$	118
Tabulka 8.7 Matice hodnot F na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 2,14$ pro 10 vrcholů a ploch pod křivkou interindividuálně (8 skupin); N – nezměřeno, tučné hodnoty jsou pro $F_{krit} = 2,25$ (7 skupin), podtržené hodnoty jsou pro $F_{krit} = 2,39$ (6 skupin) a hodnoty kurzívou jsou pro $F_{krit} = 2,58$ (5 skupin).....	119
Tabulka 8.8 Matice hodnot F na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 4,60$ pro 8 vrcholů, ploch pod křivkou a průměrů EMG pro skupiny před a po SBC (2 skupiny); tučné hodnoty jsou pro $F_{krit} = 4,96$ (6 hodnot) a podtržené hodnoty jsou pro $F_{krit} = 4,75$ (7 hodnot)	119
Tabulka 12.1 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 2	150
Tabulka 12.2 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 3	150
Tabulka 12.3 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 4	150
Tabulka 12.4 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 5	151
Tabulka 12.5 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 6	151
Tabulka 12.6 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 7	151
Tabulka 12.7 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 8	152

Obsah

1	Úvod	21
2	Kineziologie	23
3	Teorie běhu	24
3.1	Fylogeneze lidského běhu	26
3.1.2	Vznik bipedie.....	27
3.1.3	Lidské tělo jako nástroj pro běh	28
3.1.4	Shrnutí	30
3.2	Technika sprintu	31
3.2.1	Délka a frekvence kroku.....	34
3.2.2	Rychlost běhu	43
3.2.3	Běžecské fáze	46
3.2.4	Faktory ovlivňující svalovou aktivitu.....	54
3.2.5	Těžiště těla.....	55
3.2.6	Zatížení pohybového systému při běhu	56
3.2.7	Názorný popis techniky sprintu	58
3.3	Speciální běžecská cvičení	61
3.3.1	Liftink	63
3.3.2	Skipink.....	63
3.3.3	Zakopávání	63
3.3.4	Předkopávání	63
3.3.5	Snožné střídavé odrazy	64
4	Elektromyografie	65
4.1	Úvod.....	65
4.1.1	Svalový test	68
4.1.2	Jehlová elektromyografie	69
4.1.3	Povrchová elektromyografie	69
4.1.4	Elektrody	71
4.2	Využití a limity SEMG pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky	72
4.2.1	Sledování funkce svalů v čase	74
4.2.2	Sledování velikosti aktivace svalů.....	74

4.3	Elektrická aktivita činného svalu – akční potenciál (AP)	75
4.4	Artefakty	76
4.5	Převod EMG signálu do číslicového tvaru.....	77
4.6	Zpracování a analýza EMG signálu	78
5	Elektromyografický rozbor běhu.....	87
5.1	Změny EMG s rychlostí běhu	94
6	Cíle, hypotézy a úkoly práce	95
6.1	Cíle práce	95
6.2	Vědecká otázka	95
6.3	Hypotézy	95
6.4	Úkoly práce	95
7	Metodika.....	97
7.1	Postup řešení	97
7.2	Design výzkumu.....	97
7.3	Metody získání dat	98
7.4	Metodická specifikace.....	99
7.5	Organizace výzkumu.....	99
7.6	Výzkumný soubor	101
7.7	Výběr svalů a umístění elektrod.....	102
7.8	Analýza dat.....	103
8	Výsledky.....	106
8.1	Intraindividuální analýza.....	106
8.2	Interindividuální analýza.....	118
9	Diskuse	120
9.1	Intraindividuální analýza	120
9.2	Interindividuální analýza	122
10	Závěry	124
11	Seznam literatury	127
12	Přílohy.....	135

Seznam zkratek

AAP – Anteriposteriorní zrychlení

ABD – Abduktory

ADD – Adduktory

ADP – Adenosin-di-fosfát

AML – Mediolaterální zrychlení

ANOVA – Analysis of variance (analýza rozptylu)

AP – Akční potenciál

AP – Anteroposteriorní síla

ATP – Adenosin-tri-fosfát

A_x – Axiální zrychlení

BF – Musculus biceps femoris

CNS – Centrální nervová soustava

CP – Creatine phosphate (kreatinosfát)

DX. – Dexter (pravý)

EA – Elektrická aktivita

ECG – Electrocardiography (elektrokardiografie)

EMG – Elektromyography (elektromyografie)

ES – Musculus erector spinae

F – Výsledná hodnota vypočítaná podle matematické statistické metody ANOVA

F_{krit} – Kritická hodnota určující, zdali výsledná hodnota F poukazuje na homogenost nebo nehomogenost vstupních dat

FFA – Free fatty acids (volné mastné kyseliny)

FFT – Fast fourier transform (Fourierova transformace)

FG – Fast glycolytic (rychlá červená vlákna)

FOG – Fast oxidative and glycolytic (rychlá bílá vlákna)

F_y – Horizontální komponenta síly

F_z – Vertikální komponenta síly

GA (GAS) – Musculus gastrocnemius medialis

IED – Interelectrode distance (mezielektrodová vzdálenost)

IEMG – Integrated EMG (integrovaný EMG, matematický výpočet plochy pod křivkou)

LDH – Laktát dehydrogenáza

MFCV – Muscle fibre conduction velocity (rychlost vedení na svalovém vlákně)

MV – Moment vertikály
MVC – Maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce)
MJ – Motorická jednotka
ML – Mediolaterální síla
MUAP – Motor unit action potential (akční potenciál motorické jednotky)
OD – Okamžik dokroku
OO – Okamžik odrazu
PRE – Preaktivace
RF – Musculus rectus femoris
RMS – Root mean square (metoda vyhlazování signálu)
SBC – Speciální běžecká cvičení
SEMG – Surface electromyography (povrchová elektromyografie)
SM – ST – Musculus semimembranosus-semi-tendinosus
SO – Slow oxidative (pomalá červená vlákna)
SOL – Musculus soleus
TA – Musculus tibialis anterior
TFL – Musculus tensor fasciae latae
VL – Musculus vastus lateralis
VM – Musculus vastus medialis
VMK – Volné mastné kyseliny

1 Úvod

Disertační práce se zabývá porovnáváním a změnami zapojování jednotlivých svalů při atletickém běhu-sprintu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení, čili na mezisvalovou koordinaci. Obsahem analýzy je využití povrchové elektromyografie neboli SEMG (z anglického surface electromyography).

Provedení sprintu je technicky náročné. Klade se důraz na mezisvalovou a intrasvalovou koordinaci. Mnoho autorů se zabývalo podrobnou analýzou atletického běhu, jak sprintu, tak běhu nižší rychlostí (klusu, poklusu), pomocí povrchové elektromyografie.

Speciální běžecká cvičení jsou podle dosavadních poznatků všeobecně považována za vhodný prostředek k nácviku techniky sprinterského běhu, pomáhají především k nácviku koordinace. Zkušenosti trenérů a závodníků naznačují, že některá speciální běžecká cvičení jsou pocíťována jako koordinačně bližší a některá jako koordinačně vzdálenější od sprintu. Podle dostupné literatury jsou speciální běžecká cvičení určena ke zlepšení techniky určité fáze běhu. Při sportovním tréninku hrají tato cvičení nezastupitelnou roli. Speciální běžecká cvičení jsou v literatuře zmiňována pouze jako součást tréninku. Speciální věžecká cvičení nebyla objektem zkoumání pomocí elektromyografie, stejně tak nebyl výzkum zaměřen na změny v koordinaci a zapojení svalů při běhu po provedení speciálních běžeckých cvičení.

V současné době se klade stále více důrazu na detaily v tréninku, kde i sebemenší pochybení může mít jisté následky. Chyby se stávají ve špatném dávkování objemu tréninku a z toho plynoucí únavy, špatné načasování superkompenzace, v neoptimálním načasování sportovní formy nebo ve špatných návycích při osvojování techniky. Speciální běžecká cvičení jsou používána v tréninku sprinterů téměř denodenně. Pořadí cviků je osvojováno z určité míry podle empirie zkušenějších atletů a jejich sledováním, někdy podle oblíbenosti a znalosti jednotlivých cviků. V hlavní jednotce atletického tréninku je pak jejich používání sporadické. Není zcela jasný efekt speciálních běžeckých cvičení na následné provedení sprintu. Tato práce by měla objasnit, proč by se měla nebo neměla speciální běžecká cvičení používat v hlavní části tréninkové jednotky a nejen pouze jako prostředek rozcvičení. Jaký efekt má jejich použití na zapojení a aktivaci svalů při sprintu.

V kritických bodech sprintu se silně aktivují svaly m. rectus abdominis, m. gluteus maximus, m. quadriceps femoris – převážně pak m. rectus femoris

a m. vastus medialis, m. biceps femoris, m. gastrocnemius, m. tibialis anterior, m. soleus a další svaly, které neparticipují na výsledném pohybu již tak markantně. Aby jednotlivá speciální běžecká cvičení plnila svůj účel, měly by se svaly zapojovat ve velmi podobném pořadí a ve velmi podobné intenzitě jako při určitých částech pohybového cyklu při sprintu. Těmito určitými částmi myslíme kritická místa (nebo uzlové body) techniky, pro jejichž zlepšení a lepší provedení se právě speciální běžecká cvičení provádějí.

2 Kineziologie

Při fyzické zátěži se v těle odehrávají dva procesy, a to reakce, což znamená okamžitá odpověď na fyzickou stimulaci, a adaptace jako výsledek dlouhodobé stimulace či jako důsledek opakovaných reakcí (Kučera et Dylevský, 1997). Každé dlouhodobé zatížení organismu působí jako stresový faktor, kdy se tělo snaží adaptovat na určité stimuly. Nazýváme to spontánním učením, stejně tak tomu je i u učení motorického. Tato stimulace může působit jak ve smyslu pozitivním, tak negativním. Opakování činnosti po dostatečně dlouhou dobu a s určitou frekvencí vyvolává v organismu funkční změny, které mohou přerůst až ve změny strukturální.

Termín kineziologie pochází z řeckého slova kinesis (pohyb) a kinein (hýbat se). Pohyb zahrnuje jakoukoli změnu pozice těla nebo pozice jednotlivých částí těla vzhledem k té druhé. Je zřejmé, že není možné vykonávat fyzickou aktivitu, aniž bychom pohybovali svým tělem, ale pohyb jako sám o sobě ještě žádnou fyzickou aktivitu nevytváří. Možnost, jak přemýšlet o vztahu mezi pohybem a fyzickou aktivitou je, následující: Pohyb je nutná, ale ne dostatečná podmínka pro fyzickou aktivitu (Hoffman, 2009).

Prostřednictvím CNS je komplexně řízen pohybový aparát člověka. Jednotlivé svaly umí pracovat odděleně, ale v praxi fungují ve vzájemných koordinačních souvislostech utvářených během ontogenetického vývoje lidské lokomoce. Svaly se sdružují do svalových smyček a řetězců, kde pracují jako synergisté v kontrakci, nebo antagonisté podle pohybového záměru (Véle, 2006).

Kineziologie je disciplína nebo skupina disciplín o znalostech, které se zaměřují na fyzickou aktivitu. Disciplíny získávají a zahrnují znalosti ze tří různých souvisejících zdrojů: Zkušenosti z fyzické aktivity, její provádění (experiential knowledge), studium teoretických a konceptuálních základů fyzické aktivity (theoretical knowledge) a profesionální praxe směřovaná k fyzické aktivitě (professional practice knowledge) (Hoffman, 2009).

Sportovní dovednosti jsou limitujícím faktorem k působení tréninkového procesu a následného sportovního výkonu.

3 Teorie běhu

Klasické rozdělení běhů podle délky tratě se rozlišuje na krátké sprinty do 200 m, dlouhé sprinty do 500 m, střední tratě do 3 km, dlouhé tratě do 20 km a velmi dlouhé tratě nad 20 km. Poněkud jiné postavení má běh na 800 m, který se některými parametry blíží sprintu a jinými středním tratím. Této široké škále disciplín odpovídá i rozdílný způsob čerpání energie, metabolická a funkční náročnost atd. Současný trend však směřuje k analýze přímo jednotlivých běžeckých disciplín a jejich specifikací.

Krátké běhy patří do skupiny cyklických tělesných cvičení vykonávané maximální intenzitou. Energetické krytí je zajišťováno anaerobním alaktátovým (ATP a CP) a anaerobně laktátovým procesem. U běhu na 100 a 200 m vzniká kyslíkový dluh, který dosahuje až 95 % kyslíkové poptávky. Z biomechanického hlediska může být výkon v běhu na 100 m ovlivněn až z 20 % kvalitou techniky běhu (Hlína, 2001).

Běh je přirozená lidská lokomoce, kde časoprostorová synchronizace svalových skupin má svůj fylogenetický základ, který se dále vytváří a je individualizován v průběhu ontogeneze (Véle, 2006). Na rozdíl od chůze ztrácí běžec v letové fázi kontakt se zemí. Běh je v odborné literatuře popisován jako „cyklická, stereotypně se opakující dynamická činnost, kdy jsou svalové stahy vystřídány svalovým ochabnutím“. Dostál (1985) se zmiňuje o svalové kontrakci a svalové relaxaci v rámci jednoho cyklu běžeckého kroku. Jedná se o aktivní pohyb vykonávaný na základě podnětů z mozkové kůry. Struktura sportovního výkonu ve sprintu závisí na reakční době, startovní akceleraci, maximální běžecké rychlosti a rychlostní vytrvalosti. Výkon je závislý ve velké míře také na genetických dispozicích. Správná běžecká technika může šetřit energetické zdroje a oddálit nástup únavy, která je považována za jeden z rizikových faktorů zranění a také jedním z důvodů poklesu koordinačních parametrů pohybu (Carr, 1999). Při jednotlivých fázích běžecké lokomoce pracují svaly v různých kontrakčních režimech. Sprinty se svým charakterem zařazují do skupiny tělesných cvičení, které se vykonávají maximálním úsilím. Aby se dosáhla vysoká sportovní úroveň, je nezbytným předpokladem talent pro tuto sportovní disciplínu (rychlost střídání facilitace a inhibice). Z fyziologického a biochemického hlediska jde ve sprinterských disciplínách o určitý stupeň hypoxie. Energetické krytí je zajištěno anaerobně, vzniká kyslíkový dluh, hromadění laktátu, který ovlivňuje nervo-svalový aparát a způsobuje pokles běžecké rychlosti. Výkon ve sprintu závisí na dráždivosti CNS, na rychlosti střídání

podráždění a útlumu, kontrakce a relaxace. Dále na svalové pružnosti, rozsahu kloubní pohyblivosti a vnitrosvalové koordinaci (Dostál, 1985).

Výkon ovlivňuje celá řada proměnných. Můžeme je rozdělit následovně: Faktory somatické (tělesné znaky jedince), faktory kondiční (soubor pohybových schopností), faktory techniky (sportovní dovednosti a jejich technické provedení), faktory taktiky (tvořivé jednání sportovce) a faktory psychické. Znakem těchto faktorů je, že jsou trénovatelné, to znamená, že je v průběhu tréninkového procesu můžeme ovlivnit (Dovalil a kol, 2002).

Abychom mohli rozvinout kondici, musíme jednotlivě rozvíjet pohybové schopnosti člověka. Těmi pak jsou projevy síly, rychlosti, vytrvalosti, obratnosti a pohyblivosti. Jejich poměr je vždy různý a v důsledku toho je i různá kvalita jejich projevů. Tak je tomu i v atletice a v bězích, kdy se kondice rozvíjí různě vzhledem k délce tratě, na kterou se jedinec připravuje. V teoretické rovině dělíme schopnosti na obecné a speciální (Choutka, Dovalil, 1987).

Obecná a speciální příprava a jejich dělení je alfou a omegou atletického tréninku. Obecná kondiční příprava působí komplexně na všechny pohybové schopnosti pomocí různorodých cvičení. Jejím cílem je dosáhnout všestranného pohybového rozvoje jedince. Využívá se jí v přípravě dětí, kdy je potřeba rozvíjet všechny schopnosti ve stejné míře. Naopak brzká specializace způsobuje dřívější stagnaci výkonnosti, nemožnosti dosáhnout na hranice svých potenciálních možností, ale především stojí za častými zraněními mladých atletů. Obecná kondiční příprava se využívá především v přípravném období u všech atletických disciplín a její trvání je závislé na struktuře tréninkového cyklu, ale zpravidla trvá kolem 4-6ti týdnů. V běžném členění ročního tréninkového cyklu toto období připadá na říjen až listopad, druhé období pak přibližně na březen (Hlína, 2001).

Naopak speciální kondiční příprava a její rozvoj spočívá v maximálním uplatnění pohybových schopností ve sportovních dovednostech, ve speciálně vytvářené struktuře pohybu (Dovalil a kol., 2002). Obsah speciální kondiční přípravy se více či méně již podobá finálnímu pohybovému projevu, v tomto případě sprintu. Její zastoupení a užívání v tréninkovém procesu se s přibližujícími závody stále roste. V halové sezoně je speciální kondiční příprava nejvíce využíváno v lednu a únoru, v létě pak v květnu a během celého závodního období (Čilík, 2003).

Pro porozumění správného použití obecné nebo speciální přípravy je nutné znát energetický metabolismus svalů, abychom věděli, jak intenzivně a při jakém pohybu se svaly zapojují.

Pohybové struktury, které se objevují ve specifických sportovních situacích, jsou asociovány s různými vstupy excentrické a koncentrické svalové kontrakce. Dobré porozumění role excentrické svalové kontrakce ve sportovních aktivitách usnadňuje adaptaci během aplikace vhodných tréninkových prostředků. Excentricko-koncentrický cyklus se skládá z protahování svalu kvůli vnější síle a ze zkracování svalu ve druhé fázi (Komi&Gollhofer, 1997). V excentrické fázi se limitované množství elastické energie akumuluje ve svalovo-šlachovém komplexu, aby byla použita ve druhé fázi. Tato porce elastické energie, která je akumulována ve svalu, je k dispozici jen ve specifický časový okamžik. Dostupný čas závisí na životním intervalu tzv. cross-bridges a je dlouhý 15-120 milisekund (Enoka, 2003). Čím delší je čas, tím méně je účinná kontrakce. Navíc k velikosti a rychlosti změny v délce svalu a době trvání přechodu závisí účinnost excentricko-koncentrické kontrakce do značné míry na pre-aktivaci. Tato pre-aktivace je definována při výskoku ze dřepu nebo z výšky jako první kontakt dolní končetiny s podložkou. Pre-aktivace připravuje svaly na protažení a projevuje se v počtu připojených cross-bridges a změně podrážděnosti α -motor neuronů (Čoh, Peharec, Bačić, 2008).

3.1 Fylogeneze lidského běhu

Chůze po dvou se vyvinula jako důsledek chování hominidů a zřejmě se objevila krátce poté, co se oddělila linie šimpanzů a rodu Homo (Bramble, Lieberman, 2004). Ačkoliv pohyb po dvou, neboli bipedie, zahrnuje jak chůzi samotnou, tak i běh, tak o běhu se všeobecně neuvažuje, že by hrál významnou roli v lidské evoluci, protože lidé, stejně jako opice, jsou špatní běžci v porovnání s většinou kvadrupedálních živočichů. Nicméně podle několika nálezů se soudí, že ačkoli lidé nebyli dobrými sprintery, tak v běhu na dlouhé vzdálenosti vcelku vynikali. Fosilní nálezy poukazují na to, že vytrvalostní běh (spíše vytrvalost jako schopnost) je schopnost, která se vyvinula u rodu Homo asi před 2 miliony let a možná hrála důležitou roli při vývoji samotného lidského těla. Podle fosilních nálezů můžeme předpokládat, že chůze se u druhu Australopithecus afarensis objevila již před cca 4,4 miliony let (Bramble, Lieberman, 2004).

3.1.2 Vznik bipedie

Jednou z hypotéz evoluce lidské bipedie je, že bipedie byla více účinná než kvadrupedie pro dlouhé pevninské pochody a více se stala oblíbenou, když zdroje začínaly být vzácnější a nacházely se daleko od sebe během vysychání afrického lesa v miocénu. Denní překonaná vzdálenost není pouze výsledkem těchto událostí, ale také výsledkem zmenšování skupin. Při vysychání byli hominoidé více a více tlačeni k rozvinutí energeticky úsporného režimu lokomoce nebo zmenšení skupiny. Mezi ranými hominoidi mohla být bipedie populární především u malých skupin jako alternativní energetická odpověď na zmenšující se zásoby zdrojů. Alternativa byla zachovat kvadrupedální lokomoci, ale vyvinout dělení skupiny k dennímu cestování pro jednotlivce a kvůli energetické náročnosti cestování. Tato strategie se možná vyvinula u šimpanzů. Přírodní změny jako byla expanze pustin a savan zapříčinily evoluci bipedie (Lynne, Truman, 1996).

Vznik bipedie homininů byl podle všeho nejvíce spojen se změnami chování a sociální struktury a zřejmě také se změnami v ontogenezi jako takové, nikoli s výraznými změnami v morfologii a biomechanice lokomočního aparátu.

Podle Bowerse (2007) se bipedie náhle vyvinula jako odpověď na otevření a přístup do savany. Spíše než tyto teorie je ale nutné uvažovat, jaká mutace může mít vliv na formování bipedální pánve. Podle Bowerse (2007) výzkumné práce ukázaly, že existují segmentální kontrolní geny, kdy jejich úprava má velký efekt právě na formování pánve nutné pro bipedii. Zahrnuje to hox geny, kde v lidském těle jsou jejich 4 sady, známé jako HOX A, B, C a D sekvence. Změny v jejich aktivaci v embryogenezi poté mění identitu obratlové a končetinové struktury. Adaptace v oblasti kontroly jistých distálních HOX D genů může být zodpovědná pro náhlý objev bipedality při přemístění hranice mezi bederními a křížovými obratli a tak přesunutí původní pozice pánve a dolních končetin. Lidoopi mají obvykle 3 bederní obratle, ranní hominoidé 6. Mají také 48 chromozomů, zatímco my pouze 46. Gen HOX D se právě nachází na tom chromozomu, který vznikl splynutím 2 chromozomů u lidoopů. Při vývoji a adaptaci těchto chromozomů se právě kost křížová formovala na konci páteře více směrem dolů a mohla být kratší. Bipedalita, a tím pádem naše oddělení od šimpanzů, se objevila právě v okamžiku splynutí těchto dvou chromozomů.

3.1.3 Lidské tělo jako nástroj pro běh

Člověk jako běžec: Jen velmi málo výzkumných prací se zabývalo během u předchůdců člověka, a to částečně také proto, že člověk je v porovnání s ostatními savci jen velmi průměrný sprinter. Zatímco nejlepší lidské sprinteri dokážou udržet rychlost přesahující 10 m/s jen po dobu několika vteřin (cca 15-20), ostatní savci jako jsou koně, chrti, antilopy a další jsou schopni vyvinout rychlost až téměř dvojnásobnou a tu navíc udržet po několik minut. Kromě toho je běh pro člověka dvakrát tak energeticky náročný než pro ostatní savce, vzhledem k jejich hmotnosti. Nakonec člověk není schopný dobře manévrovat, má kratší prsty a chodidla a delší proximální část dolních končetin (Bramble, Lieberman, 2004).

Je velmi zajímavé, že na druhou stranu je člověk velmi dobrým vytrvalostním běžcem při využívání aerobního metabolismu. Je schopen překonávat dlouhé vzdálenosti napříč krajinou. Tato schopnost je naopak u primátů velice unikátní (důvodem je také dvoukloubový m. gluteus maximus u šimpanze, který umožňuje vstávat přímo ze sedu, což je zřejmě součástí adaptace na sedavost, ale zároveň nedovoluje efektivní bipedální chůzi s fází dokonalé extenze kolenního kloubu) a u kvadrupedálních savců, až na výjimky, také vzácná. Objevuje se u masožravců, jako jsou hyeny a psi nebo u migrujících kopytnatců (kůň, pakůň hřivnatý), (Bramble, Lieberman, 2004).

Energetika: Běh je energeticky méně náročný než chůze v porovnání s ušlou nebo uběhnutou vzdáleností. Je to díky tomu, že se koleno v dokrokové fázi běhu více ohýbá než při chůzi a jeho vlastnosti (vysoký obsah kolagenu ve vazivu a ve šlachách) napomáhají při následné odrazové fázi běhu. V podstatě to funguje tak, že při dokrokové fázi (brzdící) se šlachy a vaziva zatěžují a napínají a při fázi odrazové se zkracují a v tomto okamžiku se potenciální energie mění na kinetickou více právě při běhu než při chůzi, princip protažení-zkrácení (Bramble, Lieberman, 2004).

Dalším strukturálním prvkem, který lépe a ekonomičtěji dokázal využít běh, je Achillova šlacha. Domněnkou je, že se Achillova šlacha vyvinula do dnešní podoby někdy před cca 3 miliony let, a to zřejmě u rodu Homo. Proto ji Australopithecus ještě neměl tak přizpůsobenou, a tudíž nemohl efektivně běhat. Také podélná klenba, která je důležitá pro běh a která dokáže získat 17 procent energie z oporové fáze (pružinový efekt), byla u Australopithecus (Hadar a Sterkfontein, 1995) vyvinuta jen částečně (Bramble, Lieberman, 2004).

Kosterní stavba: Ve vývoji běhu hraje velkou úlohu adaptace a následně síla kostry a kloubní přizpůsobení běhu. Běh je stresově (nárazy, zatížení kloubů, kostí svalů a šlach) asi dvakrát namáhavější než chůze. V okamžiku maximálního zatížení a při vyšší rychlosti běhu, kdy se pata dotýká hýždě, může tato síla, která působí na kosterní systém, být až 4krát vyšší než při chůzi. Aby se tento stresový faktor do jisté míry eliminoval, je logické rozložit tuto sílu do větší plochy. A právě kloubní spojení a jejich styčné plochy jsou u rodu Homo větší než u šimpanzů nebo Australopitheců. Je zajímavé, že tento anatomický tvar u hlavy kosti stehenní, kolena, sacroiliakálního kloubu a v bederní oblasti se u rodu Homo běžně vyskytuje, ale u ostatních kloubních spojení, v horní části těla, zůstávají stejná v porovnání se šimpanzi nebo s Australopithecem (Bramble, Lieberman, 2004; Liebenberg, 2006).

Stabilizace: Bramble a Liberman (2004) uvádějí, že při vývoji běhu je nutné zachovat stabilizaci a rovnováhu kosterního systému. I takové změny můžeme nalézt u kostry rodu Homo. Jde především o postavení trupu a krku, kdy se při běhu posouvá mírně vpřed. Lidé mají několik prvků, které podporují stabilitu kostry, jako je zvětšený prostor na kosti křížové a zadní trn kosti kyčelní pro přichycení velkých svalů vzpřimovače páteře a také velmi zvětšený hýžděový sval m. gluteus maximus. Tento sval, který se velmi vyvinul nejen u všech zástupců rodu Homo, se do velké míry zapojuje právě při běhu v jakýchkoli rychlostech, ale již ne tak při chůzi na rovném povrchu. Nezávislé rotace trupu hrají rozhodující roli v dynamické stabilizaci při lidském běhu a mohou pomoci vysvětlit několik prvků, které se vyvinuly u rodu Homo. Při chůzi je jedna dolní končetina stále ve styku se zemí, což dovoluje abduktorům a mediálním rotátorům kyčle oporové dolní končetiny působit proti začínající rotaci trupu, která je vytvářena dopřednou akcelerací švihové dolní končetiny. Avšak při letové fázi u běhu akcelerace dolní končetiny vyvolává ještě větší točivý moment, který nemůže být vyrovnán silami působícími při styku s podložkou. Tyto potenciálně destabilizující síly jsou vyvažovány opačným točivým momentem vyvolaným opačnou rotací hrudníku a horních končetin, nikoli však hlavou. U lidí jsou vyvinuty právě nejméně tři strukturální modifikace v kyčlích a ramenech, které dovolují lidem zachovat stabilitu i během letové fáze běhu.

Termoregulace a dýchání: Bramble a Liberman (2004) uvádějí, že v neposlední řadě hraje důležitou roli termoregulace. Určité adaptace na pohyb v horkém prostředí při zachování stálé teploty těla se objevily již dávno, ale pro běh, který produkuje o mnoho více endogenního tepla, to bylo nedostačující. Některé prvky

se nakonec vyvinuly u zástupců rodu Homo, a které napomohly k rozptylování metabolického tepla, a mohly být tak důležitou součástí pro vytrvalost v horkém prostředí. Těmito prvky myslíme úzké, protáhlé tělo a zřejmě důkladnou lebeční žilní cirkulaci. Krev se tak ochlazovala pocením na tváři a vršku hlavy než se dostala do mozku. Dalším prvkem je tendence dýchat ústy (nikoli ale těžké dýchání) při těžké práci. Při dýchání nosem, což je typické pro opice, klade veliký odpor nosohltan, který je u lidí relativně malý. Proto vytrvalostní běžci dýchají především ústy, to zajistí příjem většího objemu kyslíku při menším odporu a s menším svalovým úsilím (Bramble, Lieberman, 2004).

3.1.4 Shrnutí

I když přesně nevíme, kdy se všechny tyto prvky sloužící a napomáhající běhu přesně u rodu Homo vyvinuly, můžeme říct, že hlavní strukturální základy se objevily u raného Homo erectus (před cca 1,9 milion let). Některé další pak u Homo habilis. Je tak jasné, že schopnost pro vytrvalostní běh se původně vyvinula u rodu Homo (Bramble, Lieberman, 2004).

Nakonec je logické, že lidé pro přesuny na dlouhé vzdálenosti používali jak chůzi, tak i běh. Zřejmě až další fosilní nálezy a výzkumy ukážou, zda se vytrvalost objevila a vyvinula společně s chůzí u rodu Homo, nebo zdali se vytrvalost vyvinula až jako selekce pro dlouhé pochody. Lieberman, Bramble, Raichlen, Shea (2007) nakonec tvrdí, že vzhledem k tolika biologickým a fyziologickým rozlišnostem běhu od chůze, byl běh vlastně samostatná vývojová větev lokomoce předků moderního člověka.

Pickering a Bunn (2007) prohlašují na základě dvou předpokladů, že se vytrvalost u rodu Homo nepoužívala, anebo používala jen velmi zřídka. Těmito předpoklady jsou, že rodu Homo scházela schopnost sledování, která je nezbytná pro pronásledování a lovení, a že nedávná etnografická evidence navrhovala, že moderní lovci-sběrači používali vytrvalostní běh jen velmi zřídka k lovení nebo k živení se mršinami. Pickering a Bunn (2007) tvrdí, že lovci tedy při lovu chodili. Lieberman a kol. (2007) vše ale popírají a vysvětlují, že chůze sama o sobě odporuje fyziologii lovené zvěře. Je sice možné v extrémním horku pronásledovat např. nějakého kopynatce jako je chocholotka, ale pravý důvod lovců-sledovačů je držet zvíře nad jeho „klusoběžkou“ rychlostí tak dlouho, aby to zapříčinilo hypertermii zvířete a ne jeho unavení, jak soudili Pickering a Bunn (2007). Běh je proto nezbytný, jelikož většina savců rozptyluje horko pomocí funění, ale to jen při chůzi nebo mírném klusu, ne při

běhu. A savci, kteří běží, nemohou funět. Nakonec také Pickering a Bunn (2007) tvrdí, že lovci-sledovači byli neefektivní. Liebenberg (2006) naopak sděluje, že 50 procent důsledných lovů bylo úspěšných, což vede k přibližně o 70 procent většímu zisku masa za den než lovení s použitím luku a šípů.

Další otázkou je, proč se vlastně vytrvalost jako taková objevila? Odpovědi může být, že před cca 2, 6 miliony let, kdy se poprvé objevil rod Homo, hominidé potřebovali začít více využívat energii ze zdrojů bohatých na protein, jako bylo maso, kostní dřeň nebo mozek. Možná také běh u raných hominidů sloužil jako prostředek pro sledování a pronásledování kořisti. Také mohl pomoci přiblížit se ke kořisti, aby se mohli použít různé vrhačské zbraně nebo jednoduše pouze uhnat některé savce v horkém prostředí. Další hypotézou je, že běh sloužil u raného rodu Homo, který žil a pohyboval se ve vyprahlé krajině, k rychlému dostání se k mršinám, které byly náchylné na čas, a brzy byly nepoživatelné. Zároveň po mršinách toužili i jiní hominidé, psi nebo hyeny a běh tedy sloužil jako prostředek k soutěžení o kořist (Lieberman, Bramble, Raichlen, Shea, 2007).

3.2 Technika sprintu

Již Dostál (1985) se zmiňuje, že běh je stejně jako chůze přirozený způsob lokomoce člověka. Zmiňuje se o svalové kontrakci a svalové relaxaci v rámci jednoho cyklu běžeckého kroku. Jedná se o aktivní pohyb vykonávaný na základě podnětů z mozkové kůry. Struktura sportovního výkonu ve sprintu závisí na reakční době, startovní akceleraci, maximální běžecké rychlosti a rychlostní vytrvalosti. Správná běžecká technika může šetřit energetické zdroje a oddálit nástup únavy, která je považována za jeden z rizikových faktorů zranění. Při jednotlivých fázích běžecké lokomoce svaly pracují v různých kontrakčních režimech.

Hlína, Moravec (1989, 1990) uvádějí, že sportovní výkon u krátkých hladkých běhů je determinován hlavně vysokou úrovní rychlostních a silových schopností. Délka kroku u běhu na 100 m se postupně prodlužuje a v závěru trati dosahují sprinteři hodnot až 275 cm. Při běhu na 100 m dosahují závodníci v průměru 4,5 kroků za sekundu, nejvyšší hodnota frekvence kroků na 10metrovém úseku byla zjištěna 5,12 kroků za sekundu.

Sprinter absolvuje při běhu na 100 m tři technické části: Startovní polohu – „pozor“, při startovním výběhu musí zvládnout šlapavý způsob běhu a optimálně sladit zvyšování frekvence kroků a postupné prodlužování kroku a zbývající trať absolvuje

švihovým způsobem běhu, kdy nastupuje cyklický charakter a je téměř stabilní délkou i frekvencí kroků. O úspěšném provedení všech těchto fází rozhodují velkou měrou koordinační schopnosti. Ke zlepšení úrovně koordinačních schopností a k samotnému zisku „citu“ pro běh slouží provádění SBC (Hlína, 2001).

V technice se projevují i individuální vlastnosti sportovce (somatotyp, nervový typ, osobnost a jiné) a vytvářejí individuální variantu neboli styl. Styl je účelné a ekonomické provedení techniky, přizpůsobené zvláštnostem jedince. Z hlediska osobnosti sportovce se ve sprinterských disciplínách prosazují většinou cholericí, kteří mají rychlejší přenos v CNS a dokážou se tzv. zdravě naštvat (Dovalil, 1987).

Technika je účelný způsob řešení pohybového úkolu; řešení je vybráno na základě všestranných předpokladů sportovce v souladu s jeho možnostmi, biomechanickými zákonitostmi a platnými pravidly. Technika má racionální jádro, vyjádřené principy účelnosti a ekonomičnosti (Dovalil, 2002).

Při zdokonalování techniky sprinterského běhu a následně při její úspěšné aplikaci při samotném sprintu se s lepší technikou zvyšuje také rychlost provedení atletického běhu, při kterém se v určité míře zapojují různé svaly. Novatchek (in Heynen, 2001) odhalil, že se zvyšující se rychlostí běhu dochází ke zvyšování aktivity svalů v oblasti kyčelního kloubu. Svaly v oblasti kyčle produkují více síly se zvyšující se rychlostí běhu. Extensory kyčle dominují na konci letové fáze a v první polovině dokrokové fáze, zatímco flexory kyčle dominují jako „generátory“ svalové síly během druhé poloviny odrazové fáze a v počátku zahájení letové fáze.

Mann a kol. (in Heynen, 2001) poznamenávají, že během 150 ms kontrakce při rekreačním běhu produkuje m. iliacus 46 % celkového rozsahu pohybu kyčelního kloubu do flexe, při sprintu se jeho aktivita zvyšuje na 88 % celkové flexe kyčle. Na základě těchto poznatků lze říci, že ke zvýšení rychlosti běhu je nutná schopnost zvýšit rychlost flexe kyčelního kloubu. Jiný názor však zastávají Weiman a Tidow (in Heynen, 2001), kteří za hlavní svaly udělující propulzi nutnou pro sprint považují hamstringy, m. gluteus maximus a m. adduktor magnus.

Zvětšení rychlosti chůze je dosaženo jak zvýšením frekvence kroků, tak i zároveň délky kroků. Nakonec je ale nejdůležitějším faktorem ve zvyšování rychlosti zvyšování frekvence kroků. Například, zvýšení rychlosti chůze o 1 m/s, ze 1,5 m/s na 2,5 m/s je dosaženo zvýšením frekvence kroků o 44 % a zvětšením délky kroků o 15 %. Při rychlosti kolem 2,3 m/s je zjevná transformace z chůze do běhu, jelikož se stává běh ekonomičtější než chůze (Alexander in Hawley, 2000). Pokud již dominuje běh,

pak dosažení vyšší rychlosti běhu je primárně zajištěno pomocí prodlužování délky kroku (Hawley, 2000).

S růstem výkonnosti se zužují možnosti působení na úroveň rychlostních schopností pomocí prostředků se širším, všestrannějším zaměřením. Proto je třeba stále více uplatňovat speciální tréninkové prostředky, jejichž pohybová struktura se blíží nebo splývá s potřebnými pohybovými dovednostmi; např. u sprinterů starty z bloků, u skokanů odrazy s rozběhem, u vrhačů odvrhy s příslušným předchozím urychlením náčiní (Vindušková a kol, 2006).

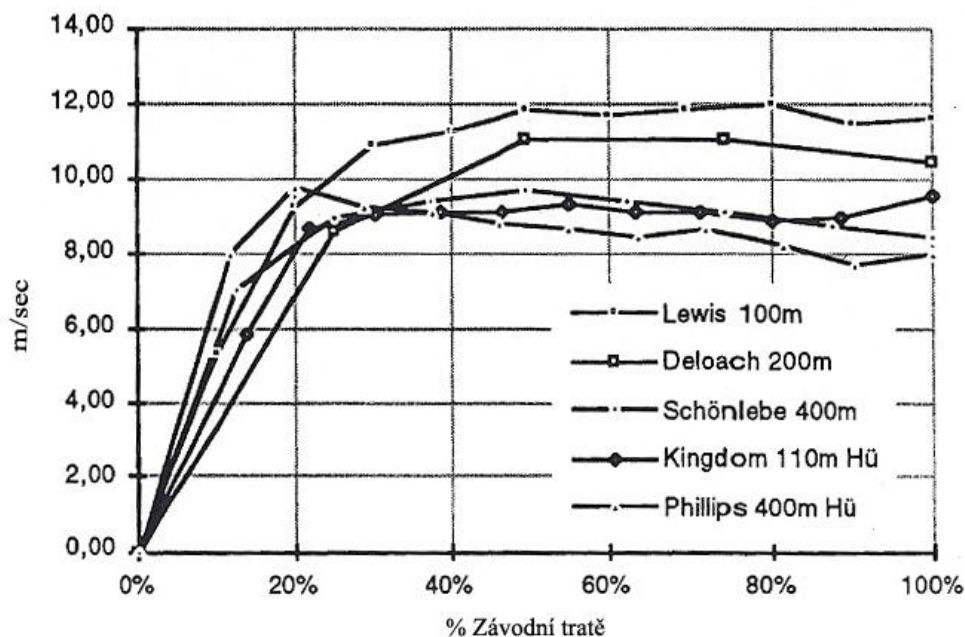
Výkon sprintu na 100 m se skládá z (Hlína, 2001):

1. Startovní reakce
2. Úseku zrychlování (může trvat až do 90 metrů) až do dosažení maximální rychlosti
3. Délky trvání maximální běžecké rychlosti
4. Úseku poklesu rychlosti

Průběh rychlosti běhu na různých tratích u mužů ukazuje graf 3.1, přičemž maximální dosažená rychlost se u mužů v běhu na 100 metrů pohybuje okolo 12 m/s.

Zlepšení výkonu může být dosaženo pomocí:

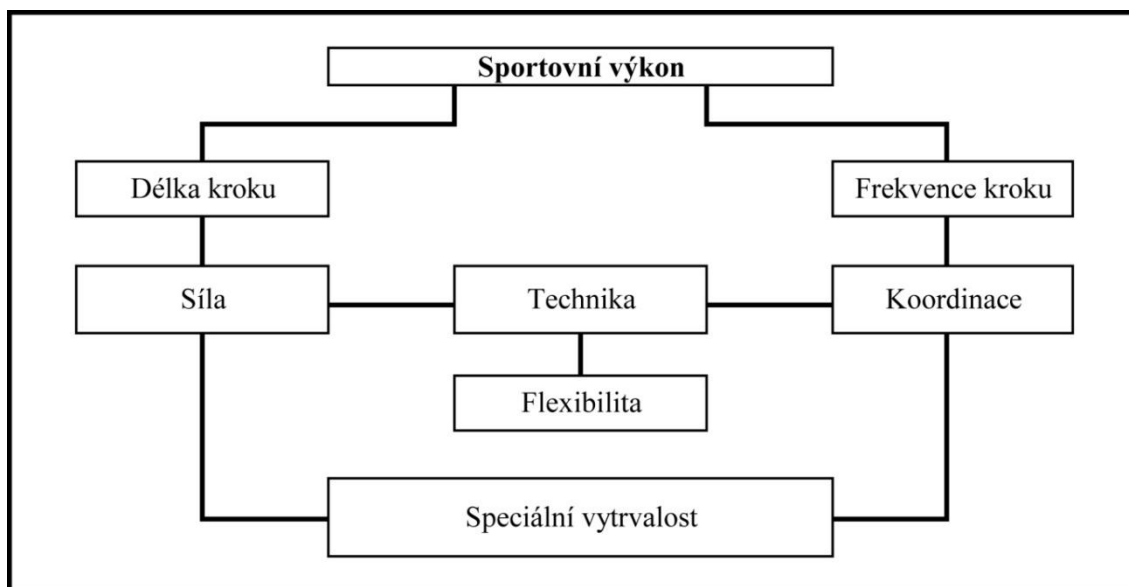
1. Zvýšení maximální rychlosti
2. Prodloužení akcelerace a delší udržení maximální rychlosti běhu
3. Minimalizace úbytku rychlosti v poslední části sprinterské trati



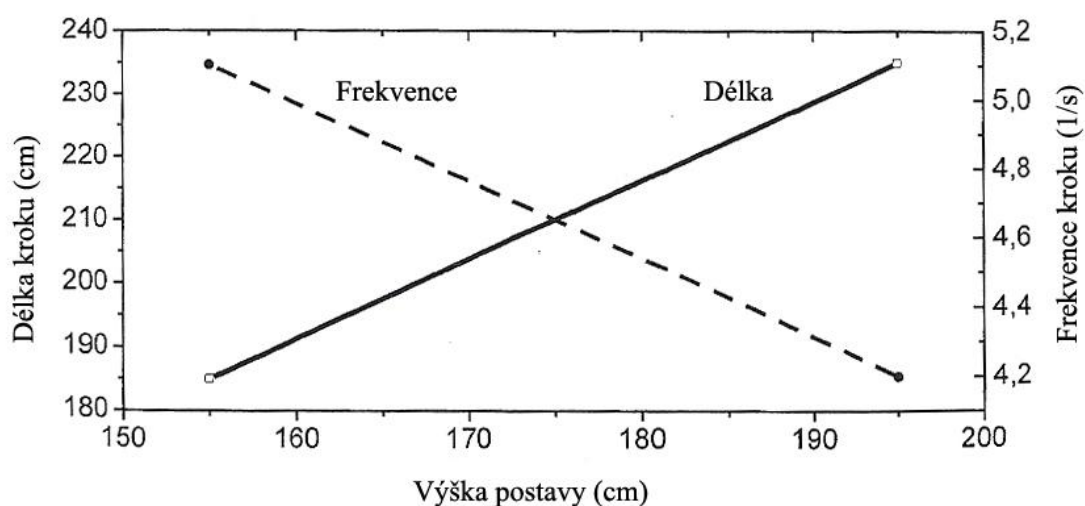
Graf 3.1 Průběh rychlosti běhu na různých tratích u mužů (Joch, 1992)

3.2.1 Délka a frekvence kroku

Rychlost běhu je závislá na délce a frekvenci kroků jak uvádí obrázek 3.1, přičemž tyto parametry jsou ovlivnitelné dalšími schopnostmi, jak uvádí schéma na obrázku. Oba faktory podléhají funkčně-anatomickým a fyziologickým faktorům a individuálním zvláštěm. Rozhodující vliv má rychlost běhu, povrch podložky a její profil, obuv, stupeň únavy, CNS, délka dolních končetin, velikost těla apod. Se zvyšováním postavy klesá frekvence kroku a naproti tomu se zároveň zvětšuje délka kroku, vliv výšky kroku lze vidět na grafu 3.2, kde je jasně vidět závislost výšky postavy na délku a frekvenci kroku. Délka a frekvence kroku se vždy zvyšuje při zvětšování rychlosti běhu. Míra nárůstu je u obou faktorů proměnlivá. Při nízkých rychlostech nastane relativně silný nárůst délky kroku a při vyšších rychlostech relativně silný nárůst frekvence kroku. Průběh rychlosti běhu, délky a frekvence kroku vidíme na grafech 3.3, 3.4 a 3.5 (in Hlína, 2001).

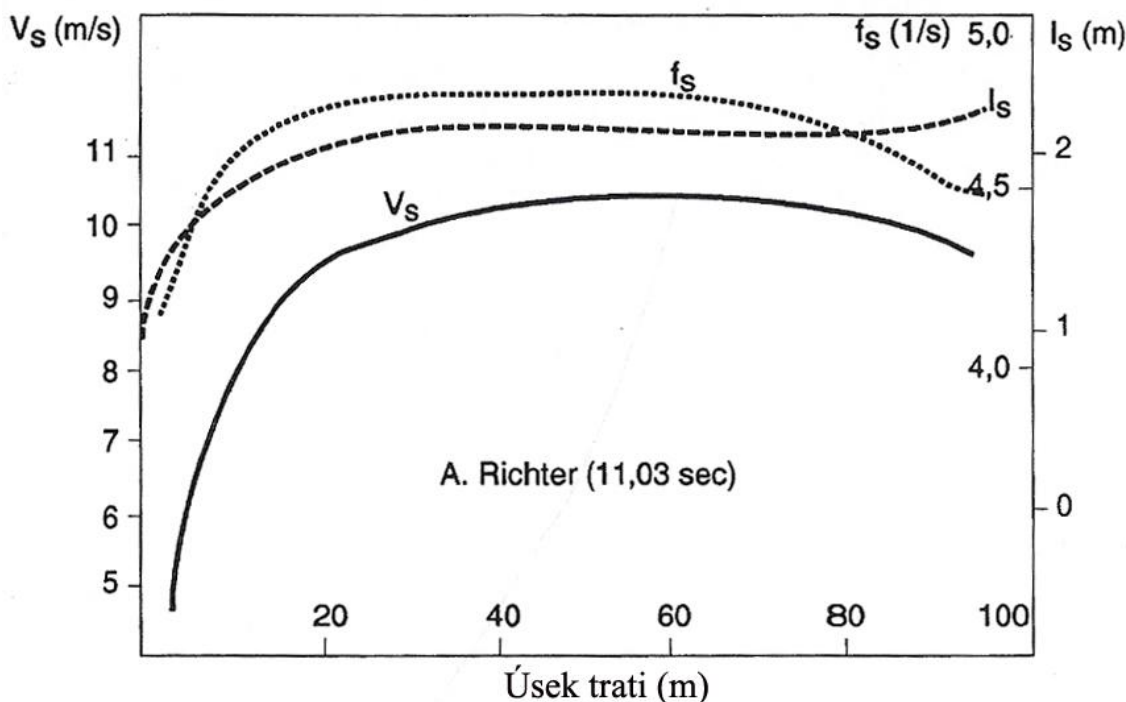


Obrázek 3.1 Limitní faktory ve sprintu (Winckler, 1991) postavy na délku a frekvenci



Graf 3.2 Vliv výšky postavy na délku a frekvenci kroku (Hottenrott, Neumann, 2002)

Délka kroku se především zvyšuje během maximální extenze v kyčelním kloubu při oporové fázi a při zvýšené flexi v kolenním kloubu během přední oporové fáze. Podmínka pro zvýšení frekvence kroku je zvýrazněný dotek patami hýždí a větší zrychlení dolních končetin. To nastane například při rychlejším výkyvu švihové dolní končetiny (Hlína, 2001).

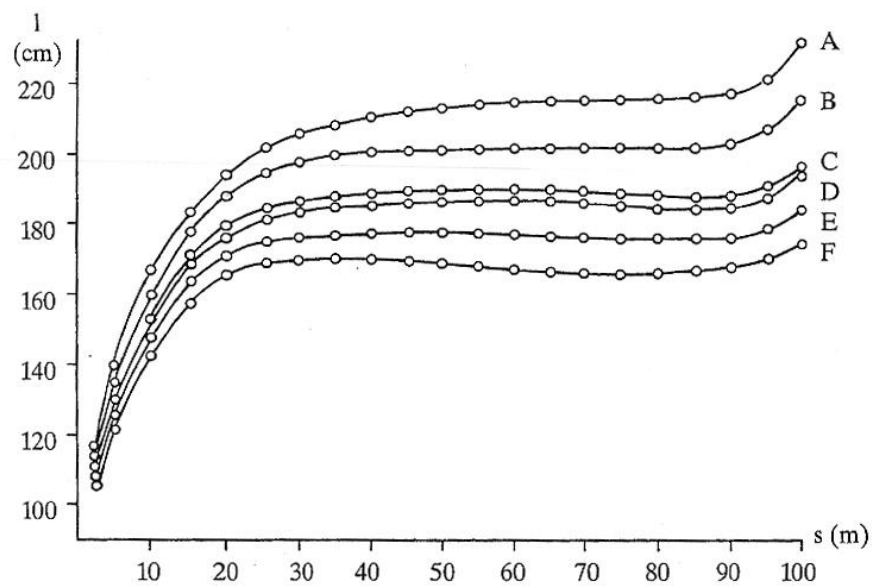


Graf 3.3 Rychlost běhu, délka a frekvence kroku na trati 100 m (Baumann, Schwirtz, Gross, 1986)

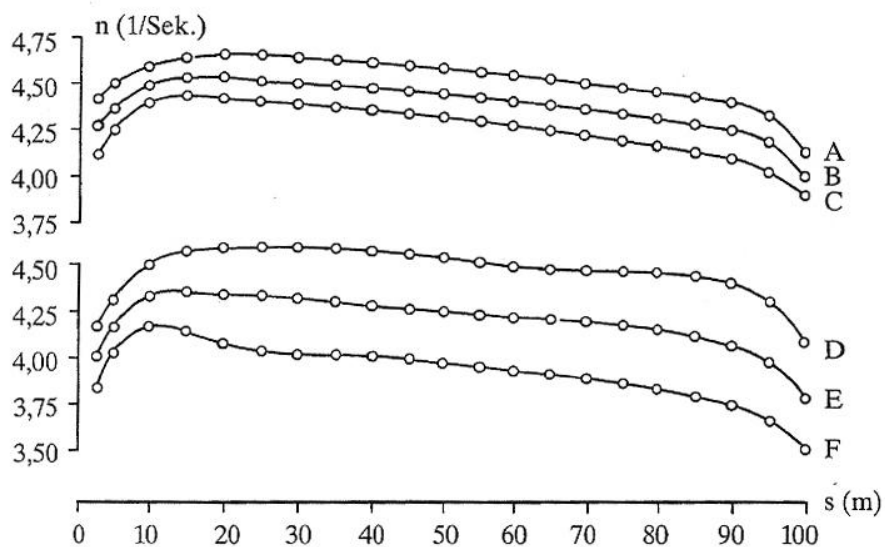
Délka (graf 3.4) a frekvence (graf 3.5) kroku se během trati mění, v první části běhu zejména kvůli jiné technice běhu (šlapavý způsob) a nízké rychlosti, v konci běhu pak díky narůstající únavě běžce a snižující se rychlosti běhu.

Délka a frekvence kroku se zvyšují během prvních cca 20 metrů. Do 60 až 70 metrů je pak délka a frekvence ustálena a výrazně se nemění. Posledních zhruba 20 metrů se délka kroku neustále zvyšuje, naopak frekvence kroku klesá (graf 3.4 a 3.5).

Je sporné, jestli se maximální rychlosti dosahuje převážně pomocí zvyšování frekvence kroku nebo prodlužováním délky kroku. U středně dobrých výkonů se u mužů maximální rychlosti dosahuje přibližně z 1/3 pomocí zvětšení frekvence kroku a z 2/3 pomocí zvětšení délky kroku. U žen se zlepšení výkonu dosahuje převážně zvýšením frekvence kroku, jelikož jsou v oblasti koordinace lépe trénovatelné než muži (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).



Graf 3.4 Průběh délky kroku v běhu na 100 metrů u různých výkonnostních skupin (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)



Graf 3.5 Průběh frekvence kroku v běhu na 100 metrů u různých výkonnostních skupin (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)

Porovnání délky a frekvence kroku u mužů a žen nám poskytuje tabulka 3.1.

Tabulka 3.1 Porovnání minimálních a maximálních hodnot určených parametrů ze závodu na 100 m mužů a žen na OH v Soulu 1988 (Sušanka a kol., 1988)

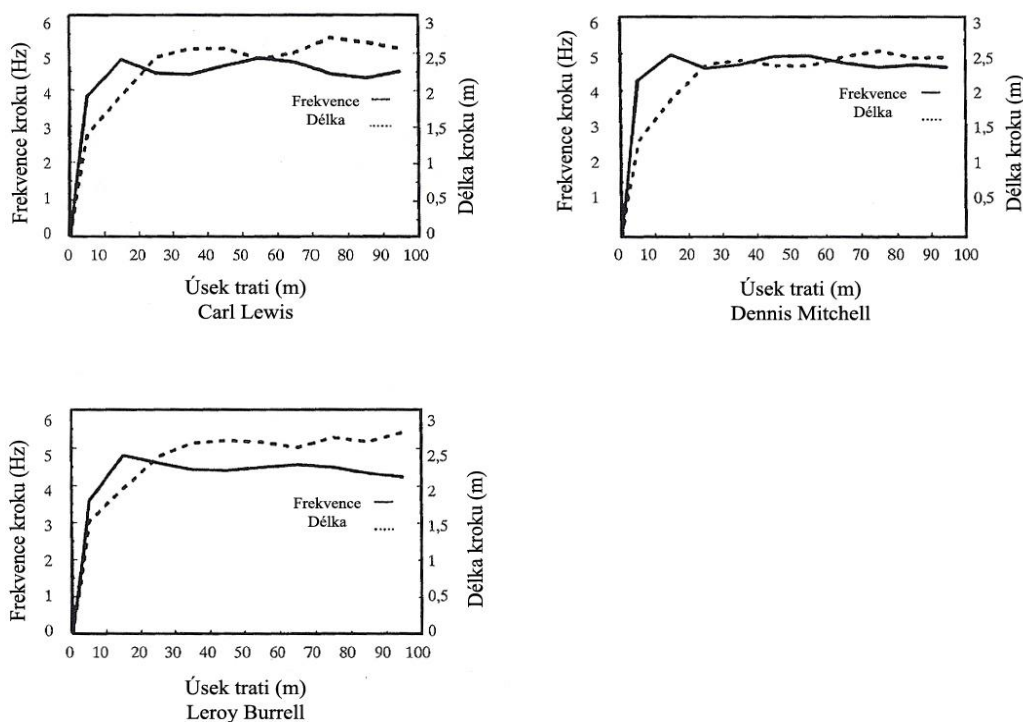
Parametr	Johnson	Lewis	F. Joyner	Ashford	Drechsler
Frekvence kroků (kroků/s, maximum)	5,02	4,84	4,68	4,93	-
Frekvence kroků (kroků/s, minimum)	4,61	4,15	4,35	-	4,08
Délka kroku (m) maximum	2,42	2,65	2,40	2,19	2,4
Délka kroku (m) minimum	1,71	1,85	1,69	1,61	1,78
Počet kroků	46,6	43,6	-	50,8	46,4

Ucelený přehled o hodnotách frekvence a délky kroku zobrazuje tabulka 3.2. Jedná se o porovnání nejlepších sprinterů na 100 metrů na MS v atletice z Tokia 1991. Jak je v tabulce vidět, v té době nejlepší sprinter Carl Lewis dosahoval největší délky kroku především v druhé polovině trati.

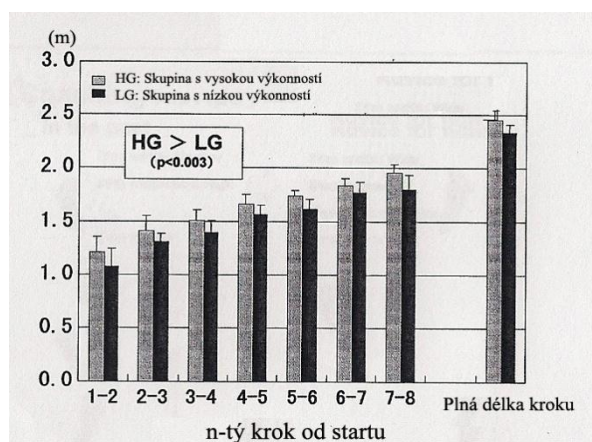
Tabulka 3.2 Parametry kroků v běhu na 100 m při MS 1991 V Tokiu (Ulrich, Jonath, Krempel, Haag, Müller, 1995)

Jméno	Parametr	Úsek tratě									
		10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
Lewis (USA)	Frekvence (kroků/s)	3,83	4,81	4,45	4,41	4,66	4,86	4,76	4,45	4,34	4,53
	Délka kroku (m)	1,39	1,92	2,44	2,55	2,56	2,42	2,50	2,71	2,65	2,57
Burrell (USA)	Frekvence (kroků/s)	3,59	4,81	4,61	4,43	4,41	4,50	4,57	4,50	4,34	4,23
	Délka kroku (m)	1,52	1,96	2,38	2,57	2,61	2,58	2,52	2,64	2,59	2,71
Mitchell (USA)	Frekvence (kroků/s)	4,28	4,96	4,61	4,70	4,92	4,94	4,74	4,60	4,67	4,61
	Délka kroku (m)	1,30	1,88	2,33	2,42	2,34	2,33	2,46	2,53	2,43	2,44
Christie (GBR)	Frekvence (kroků/s)	3,89	4,95	4,65	4,48	4,54	4,72	4,84	4,75	4,44	4,20
	Délka kroku (m)	1,39	1,91	2,34	2,51	2,59	2,46	2,40	2,48	2,50	2,71
Fredericks (NAM)	Frekvence (kroků/s)	4,31	4,36	4,61	4,59	4,91	5,02	4,96	4,80	4,66	4,37
	Délka kroku (m)	1,25	1,94	2,36	2,39	2,34	2,29	2,35	2,45	2,41	2,50
Stewart (JAM)	Frekvence (kroků/s)	3,37	5,02	4,85	4,79	4,90	4,97	4,83	4,55	4,58	4,73
	Délka kroku (m)	1,43	1,86	2,27	2,35	2,38	2,31	2,35	2,52	2,43	2,35
Da Silva (BRA)	Frekvence (kroků/s)	3,96	4,91	4,49	4,27	4,36	4,61	4,73	4,69	4,36	4,16
	Délka kroku (m)	1,32	1,92	2,40	2,63	2,60	2,44	2,35	2,45	2,55	2,57
Surin (CAN)	Frekvence (kroků/s)	3,98	4,32	4,52	4,49	4,67	4,75	4,54	4,23	4,21	4,27
	Délka kroku (m)	1,34	1,94	2,41	2,48	2,41	2,34	2,50	2,72	2,61	2,55

Průběh frekvence a délky kroku je velmi individuální záležitostí. Někteří sprinteři spoléhají na frekvenci kroku, někteří na délku kroku a někteří mají oba parametry vyrovnané. Rozdíly v průběhu těchto parametrů můžeme vidět na grafu 3.6.



Graf 3.6 Délka a frekvence kroku na trati 100 m při MS v Tokiu 1991 (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)



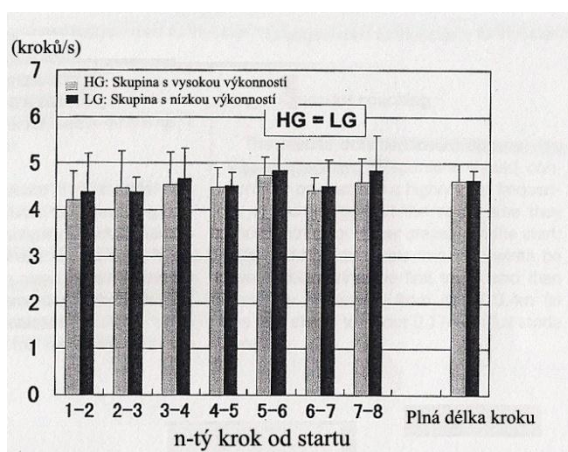
Graf 3.7 Délka kroku během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009)

Ito, Ishikawa, Isolehto a Komi (2009) vypracovali na MS 2005 v atletice studii zaměřenou na délku, frekvenci a šířku kroku u dvou skupin sprinterů na 100 m (vysoká výkonnost (VV): 9 sprinterů s časy 10,12-10,32 s a nižší výkonnost (NV): 9 sprinterů s časy 10,40-10,90 s). Dospěli k těmto výsledkům:

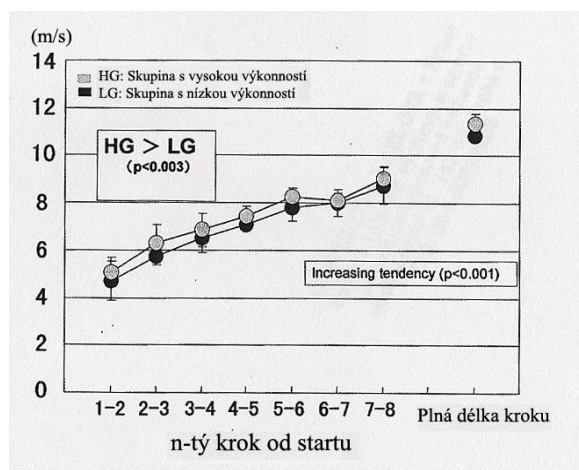
1. Délka kroku se postupně zvyšovala během první části akcelerace (graf 3.7). Vzory v prodlužování délky

kroku byly podobné v obou skupinách. Nicméně, VV skupina měla delší délku kroku během fáze akcelerace. Ty samé výsledky platí i pro plnou délku kroku, která byla v průměru o $0,12 \pm 0,3$ m delší ($p < 0,003$) u VV skupiny vzhledem ke skupině NV.

2. Frekvence kroků byla udržena na stejné úrovni ($4,56 \pm 0,16$ kroků/s, graf 3.8)



Graf 3.8 Frekvence kroku během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009)



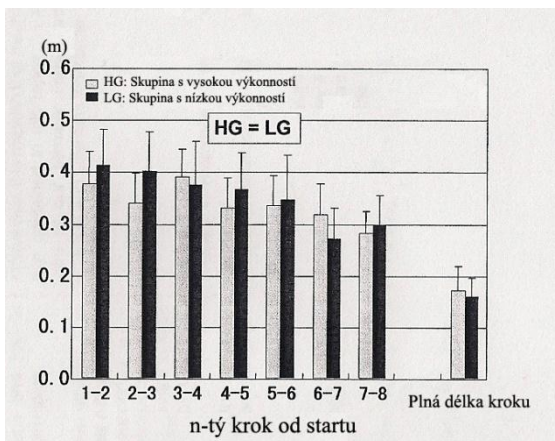
Graf 3.9 Rychlost běhu během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009)

během akcelerace i během plné délky kroku a nebyly nalezeny žádné rozdíly mezi skupinami. Zatímco rychlost běhu vzrůstala během akcelerace, ve vzdálenosti (60m), kdy byla dosažena plná délka kroku v obou skupinách, se ukázalo, že VV skupina dosáhla již větší rychlosti (graf 3.9).

3. U šířky kroku nebyl žádný rozdíl mezi skupinami, nicméně šířka kroku se zmenšovala u všech běžců od $0,39 \pm 0,07$ m v prvním kroku po startu až do $0,17 \pm 0,04$ m při plné délce kroku ($p < 0,001$, graf 3.10). Tyto výsledky ukazují, že široký krok během delších oporových fází v době akcelerace je nejvhodnější pro vyvinutí hnací síly. Na druhou stranu, úzký krok může být nejvhodnější u krátkých oporových fází při dosažení plné délky kroku.

Po stránce mechanické ovlivňuje délku kroků především odrazová síla a úhel, pod kterým tato síla působí, viz obrázek 3.2. Kromě toho však závisí ještě na činitelích anatomických a fyziologických. Běžec velké postavy s dlouhými končetinami má přirozeně lepší předpoklady pro dlouhý krok než běžec malý. Stejně tak je délka kroku závislá na svalové a kloubní uvolněnosti a na ekonomické spolupráci všech svalových partií dolní končetiny a pánve.

Frekvence kroků je v první řadě ovlivněna vzrušivostí centrální nervové soustavy a schopností rychlé nervosvalové reakce. Z mechanického hlediska je závislá na výšce letu. Čím nižší je skok, tím dříve se běžec dostane do styku se zemí a může



Graf 3.10 Šířka kroku během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009)

začít nový odraz. Doba letu jakéhokoli tělesa ve volném prostoru je vždy závislá na výšce letu, čili vertikální rychlosti.

Jako hnací síly je při běhu použito síly svalové, která provádí postupně extenzi v kloubu kyčelním, kolenním a hlezenním a žene tak celé tělo vpřed. Aby byly síly co nejlépe využity, musí být dodrženy následující předpoklady (Kněnický a kol., 1974):

1. Podložka musí být tak pevná, aby reakční složka hnací síly byla rušena.
2. Odrazová síla má působit co nejbližší k těžišti. Při působení mimo těžiště je běžcovu tělu udělován nežádoucí rotační impuls, o jehož účinnost je zmenšena hnací síla.
3. Velmi důležitým pro výkon je úhel odrazu a úhel vzletu. Při běhu dochází totiž



Obrázek 3.2 Sklad rychlostí (Kněnický a kol., 1974)

ke skladu odrazové síly se setrvačností a váhou běžcova těla, a tato síla je výslednou hnací silou. Tato skutečnost je typická pro švihovou techniku běhu.

4. Stejně nepříznivě se na rychlosti běhu projevují i výchylky v rovině horizontální. Vznikají v tom případě, je-li těžiště stranou od roviny běhu. Ke ztrátě účinnosti hnací síly dochází však i tehdy,

působí-li odraz stranou od těžiště a uděluje tak tělu rotaci kolem podélné osy. Aby tomu zabránil, provádí běžec nestejnostranné vyrovnávací pohyby

pánví, rameny a pažemi okolo páteře a chodidlo klade v jedné přímce, souhlasné s rovinou běhu, která prochází těžištěm.

5. V letu se tělo pohybuje setrvačností – k určité ztrátě rychlosti dochází pouze odporem vzduchu.

Větší individuální odchylky od průměrných hodnot nám dávají znamení, že zde hraje roli deficit běžecké techniky. U rekreačních běžců je zřetelná kratší délka kroku a zvýšená frekvence v porovnání s dobře trénovanými běžci na dlouhé tratě. Příčina leží v nedostatečné extenzi během zadní oporové fáze. Během neúplné extenze oporové dolní končetiny nemůže svalstvo zajistit prodloužení kroku. Výsledkem je omezení následující extenze švihové dolní končetiny. Maximální extenze dolní končetiny znamená protažení ohybačů s následným reflexním zkrácením. Krátké kroky vedou k nepatrnému hromadění zatížení při dopadech. To se projeví na výhodném zatížení pohybového aparátu, protože se snižuje náraz při dopadech. Nevýhoda ovšem spočívá při extenzi, kdy v tréninku vede zatížení ke střednědobému nebo dlouhodobému zkracování flexorů kyčle a k zeslabení extenzorů kyčle. Následek svalové dysbalance spočívá ve ventrální rotaci pánve. Délka kroku se nadále zkracuje. A tato svalová dysbalance může mít za následek bolesti v oblasti zad a kloubní zdravotní potíže. Délka kroku může narůstat během extenze kyčle oporové dolní končetiny během oporové fáze současně se zvětšením flexe švihové dolní končetiny během přední švihové fáze (vysoké koleno). Individuální výběr frekvence kroku je do jisté míry závislý na genetické dispozici v rozdělení svalových vláken. Sportovec s více než 40 % zastoupením rychlých svalových vláken bude mít sklon k vyšší frekvenci kroku. Veškeré změny v délce nebo frekvenci kroku vyžadují cílevědomý nácvik techniky běhu doplněný o silový trénink na oblast zad a břicha, což mimo jiné vede k narovnání pánve (Hottenrott, Neumann, 2002).

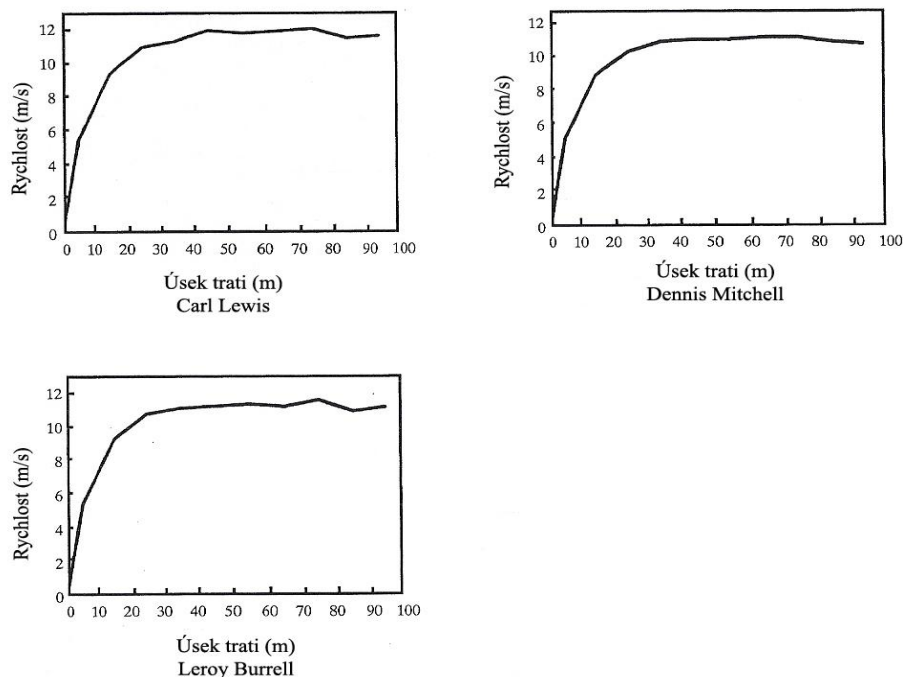
3.2.2 Rychlost běhu

Běh na 100 metrů se v analýzách často rozděluje na úseky po 10 metrech. Součástí analýz je údaj o startovní reakci, maximální rychlosti, výsledném času a další údaje. Přehledný souhrn těchto parametrů nám dává tabulka 3.3.

Tabulka 3.3 Časové parametry v běhu na 100 m při MS 1991 v Tokiu (Ulrich, Jonath, Krempel, Haag, Müller, 1995)

Jméno	Časové parametry		Úsek tratě									
	Doba reakce	Ostatní	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
Lewis (USA)	0,140	Čas (s)	1,88	2,96	3,88	4,77	5,61	6,46	7,30	8,13	9,00	9,86
		Interval (s)	1,88	1,08	0,92	0,89	0,84	0,85	0,84	0,83	0,87	0,86
		Rychlost (m/s)	5,31	9,26	10,87	11,24	11,90	11,76	11,90	12,05	11,49	11,63
Burrell (USA)	0,120	Čas (s)	1,83	2,89	3,80	4,68	5,55	6,41	7,28	8,12	9,01	9,88
		Interval (s)	1,83	1,06	0,91	0,88	0,87	0,86	0,87	0,84	0,89	0,87
		Rychlost (m/s)	5,46	9,43	10,99	11,36	11,49	11,63	11,49	11,90	11,24	11,49
Mitchell (USA)	0,090	Čas (s)	1,80	2,87	3,80	4,68	5,55	6,42	7,28	8,14	9,02	9,91
		Interval (s)	1,80	1,07	0,93	0,88	0,87	0,87	0,86	0,86	0,88	0,89
		Rychlost (m/s)	5,56	9,35	10,75	11,36	11,49	11,49	11,63	11,63	11,36	11,24
Christie (GBR)	0,126	Čas (s)	1,85	2,91	3,83	4,72	5,57	6,43	7,29	8,14	9,04	9,92
		Interval (s)	1,85	1,06	0,92	0,89	0,85	0,86	0,86	0,85	0,90	0,89
		Rychlost (m/s)	5,41	9,43	10,87	11,24	11,76	11,63	11,63	11,76	11,11	11,24
Fredericks (NAM)	0,151	Čas (s)	1,86	2,92	3,84	4,73	5,60	6,47	7,33	8,18	9,07	9,95
		Interval (s)	1,86	1,06	0,92	0,89	0,87	0,87	0,86	0,85	0,89	0,88
		Rychlost (m/s)	5,38	9,43	10,87	11,24	11,49	11,49	11,63	11,76	11,24	11,36
Stewart (JAM)	0,114	Čas (s)	1,81	2,88	3,79	4,68	5,54	6,41	7,29	8,16	9,06	9,96
		Interval (s)	1,81	1,07	0,91	0,89	0,86	0,87	0,88	0,87	0,90	0,90
		Rychlost (m/s)	5,52	9,35	10,99	11,24	11,63	11,49	11,36	11,49	11,11	11,11
Da Silva (BRA)	0,172	Čas (s)	1,91	2,97	3,90	4,79	5,67	6,56	7,45	8,32	9,22	10,12
		Interval (s)	1,91	1,06	0,93	0,89	0,88	0,89	0,89	0,87	0,90	0,90
		Rychlost (m/s)	5,24	9,43	10,75	11,24	11,36	11,24	11,24	11,49	11,11	11,11
Surin (CAN)	0,148	Čas (s)	1,88	2,95	3,87	4,77	5,66	6,56	7,44	8,31	9,22	10,14
		Interval (s)	1,88	1,07	0,92	0,90	0,89	0,90	0,88	0,87	0,91	0,92
		Rychlost (m/s)	5,31	9,35	10,87	11,11	11,24	11,11	11,36	11,49	10,99	10,87

Průběh rychlosti nám ukazuje graf 3.11. Z křivky průběhu rychlosti odečteme úsek zrychlování (může trvat až do 90 metrů) až do dosažení maximální rychlosti, úsek trvání maximální běžecké rychlosti a úsek poklesu rychlosti.



Graf 3.11 Průběh rychlostí běhů na trati 100 m při MS v Tokiu 1991 (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)

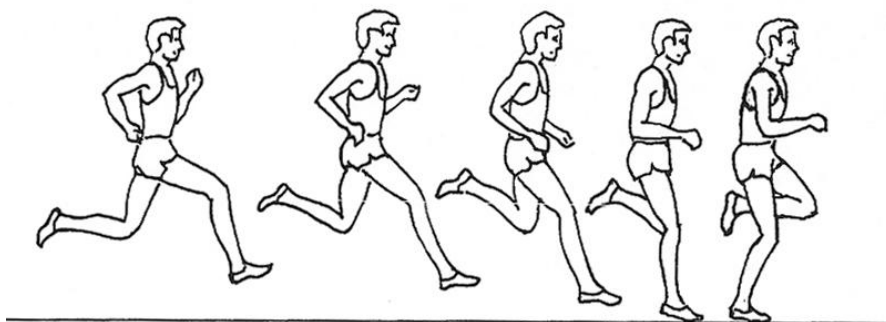
Celkovou analýzu nejlepších sprinterů posledních let včetně světového rekordu Usaina Bolta z MS 2009 z Berlína můžeme nalézt v tabulce 3.4.

Tabulka 3.4 Biomechanická analýza MS Berlín 2009 (síla větru, starotvní reakce, doba trvání jednotlivých úseků trati a finální čas) (Graubner, Buckwitz, Landmann, Starke, 2009)

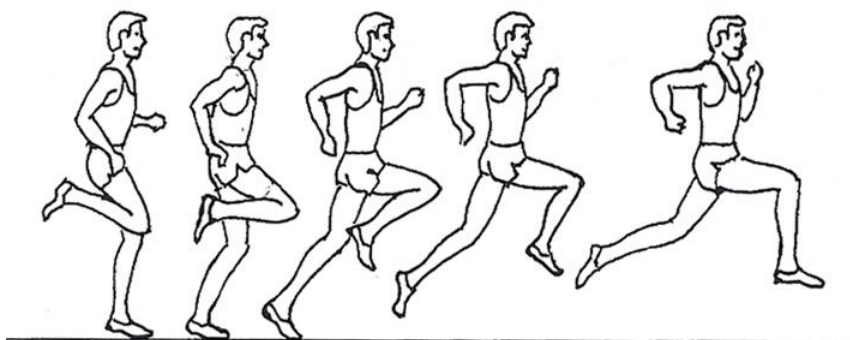
	Round	Wind	RT	t _{20m}	t _{40m}	t _{60m}	t _{80m}	t _{100m}	t ₂₀₋₄₀	t ₄₀₋₆₀	t ₆₀₋₈₀	t ₈₀₋₁₀₀	t _{30m}	t ₃₀₋₆₀
Bolt Usain	JAM	Fi	0,9 0,146	2,89	4,64	6,31	7,92	9,58	1,75	1,67	1,61	1,66	3,79	2,52
	JAM	SF 1	0,2 0,135	2,89	4,68	6,41	8,11	9,89	1,79	1,73	1,70	1,78	3,81	2,60
Gay Tyson	USA	Fi	0,9 0,144	2,92	4,70	6,39	8,02	9,71	1,78	1,69	1,63	1,69	3,83	2,56
	USA	SF 2	-0,2 0,143	2,99	4,80	6,54	8,21	9,93	1,81	1,74	1,67	1,72	3,92	2,62
Powell Asafa	JAM	Fi	0,9 0,134	2,91	4,71	6,42	8,10	9,84	1,80	1,71	1,68	1,74	3,83	2,59
	JAM	SF 2	-0,2 0,133	2,92	4,73	6,47	8,17	9,95	1,81	1,74	1,70	1,78	3,85	2,62
Bailey Daniel	ANT	Fi	0,9 0,129	2,92	4,73	6,48	8,18	9,93	1,81	1,75	1,70	1,75	3,85	2,63
	ANT	SF 1	0,2 0,135	2,93	4,74	6,49	8,19	9,96	1,81	1,75	1,70	1,77	3,86	2,63
Thompson Richard	TRI	Fi	0,9 0,119	2,90	4,71	6,45	8,17	9,93	1,81	1,74	1,72	1,76	3,83	2,62
	TRI	SF 2	-0,2 0,132	2,92	4,74	6,51	8,22	9,98	1,82	1,77	1,71	1,76	3,85	2,66
Chambers Dwain	GBR	Fi	0,9 0,123	2,93	4,75	6,50	8,22	10,00	1,82	1,75	1,72	1,78	3,86	2,64
	GBR	SF 2	-0,2 0,182	2,96	4,79	6,55	8,26	10,04	1,83	1,76	1,71	1,78	3,90	2,65
Burns Marc	TRI	Fi	0,9 0,165	2,94	4,76	6,52	8,24	10,00	1,82	1,76	1,72	1,76	3,87	2,65
	TRI	SF 1	0,2 0,159	2,95	4,76	6,52	8,23	10,01	1,81	1,76	1,71	1,78	3,88	2,64
Patton Darvis	USA	Fi	0,9 0,149	2,96	4,85	6,65	8,42	10,34	1,89	1,80	1,77	1,92	3,93	2,72
	USA	SF 1	0,2 0,152	2,96	4,78	6,51	8,21	9,98	1,82	1,73	1,70	1,77	3,89	2,62

3.2.3 Běžecké fáze

Běžecký cyklus (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995) se rozděluje na několik fází (obrázek 3.3 a 3.4): fáze dokroku (od momentu letu, kdy trajektorie dráhy těžiště začne klesat, přes okamžik dokroku až po moment vertikály), moment vertikály, fáze odrazu (od momentu vertikály, přes okamžik dokroku až po moment letu, kdy trajektorie dráhy těžiště přestane stoupat) a fáze letu. Úsek, kdy je dolní končetina ve styku s podložkou se rozděluje na: okamžik dokroku, moment vertikály a okamžik odrazu. V odborných kruzích se běžecký cyklus rozděluje různorodě. Přehled dělení a jejich autorů ukazuje tabulka 3.5. V České republice se používá rozdělení stejné, jak uvádí Čilík a Rošková (2003).



Obrázek 3.3 Fáze dokroku (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)



Obrázek 3.4 Fáze odrazu (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)

Tabulka 3.5 Dělení běžecké fáze - přehled autorů

Autor	Fázová struktura - fáze opory								
Čilík & Rošková (2003)	Okamžik dokroku		Moment vertikály		Okamžik odrazu				
Nilsson et al. (1985)	Support phase								
Elliot & Blansky (1979)	Heel strike 1				Toe-off				
Hannon et al. (1985)	Stance phase								
Meinel & Schnabel (1998)	Vorderer Stütz				Hinterer Stütz				
Mann et al. (1986)	Foot contact		Mid-support		Toe-off				
Montgomery et al. (1994)	Stance phase								
Mero & Komi (1986)	Braking (ECC 2)				Propulsion (CONC 2)				
Patla et al. (1989)	IHC-ITO								
Bauersfeld & Schröter (1992)	Vordere Stützphase				Hintere Stützphase				
Autor	Fázová struktura - fáze letu								
Čilík & Rošková (2003)	Fáze letu								
Nilsson et al. (1985)	Swing phase								
Elliot & Blansky (1979)	Heel strike 2								
Hannon et al. (1985)	Swing phase								
Meinel & Schnabel (1998)	Flug								
Mann et al. (1986)	Follow-through		Forward swing		Foot descent				
Montgomery et al. (1994)	Early swing		Middle swing		Late swing				
Mero & Komi (1986)	FP7	FP1	FP2	ECC1	CONC1	FP3	FP4	FP5	FP6
Patla et al. (1989)	ITO-CHC		CHC-CTO		CTO-IHC				
Bauersfeld & Schröter (1992)	Hintere Schwungphase				Vordere Schwungphase				

Různí autoři dělí běžecký cyklus na odlišný počet fází a jinak jednotlivé fáze pojmenovávají. (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995) rozdělují cyklus na zadní oporovou fázi, zádni švihovou fázi, přední oporovou fázi a přední švihovou fázi. Ke každé fázi pak poznamenávají určitá specifika a klíčové body, viz tabulka 3.6 a 3.7.

Tabulka 3.6 Dělení běžeckého cyklu a jednotlivé charakteristiky (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)

	Zadní oporová fáze	Zadní švihová fáze
Cíl a funkce	<ul style="list-style-type: none"> - Hlavní pracovní fáze - Časově krátká funkce při opoře - Oporová dolní končetina připravuje na přetížení při dokroku a snaží se zrychlit působením v horizontálním směru (aktivní dokrok) 	<ul style="list-style-type: none"> - Uvolnění chodidla od podložky - Uvolněný švih dolní končetiny - Pokračování a příprava na zdvih kolene
Charakteristické znaky, prvky pro pozorování	<ul style="list-style-type: none"> - Následně po aktivním dokroku, extenze v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu - Aktivita plantárních flexorů chodidla a celého svalového systému - Předklon trupu cca 85° - Úhel v kloubu horních končetin cca 90° - Uvolněnost hlavy, krku, ramen a trupu - Začátek zdvihu kolene švihové dolní kočetiny 	<ul style="list-style-type: none"> - Uvolněné vykývnutí oporové dolní končetiny až do okamžiku dotknutí se patou hýždě. Díky uvolněnosti se vytvoří vysoká úhlová rychlost a následně rychlý krok - Dotknutí paty hýždě se nesmí provést aktivně, nýbrž zcela uvolněným pohybem všech zapojených svalů

Tabulka 3.7 Dělení běžeckého cyklu a jednotlivé charakteristiky (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)

	Přední švihová fáze	Přední oporová fáze
Cíl a funkce	<ul style="list-style-type: none"> - Fáze zdvihu kolene - Odpovědnost za efektivní délku kroku spojená s intenzivním švihem horních končetin - Příprava na aktivní dokrok - Fáze bez jakéhokoli styku s podožkou 	<ul style="list-style-type: none"> - Fáze amortizace - Zachycení tlaku dokrokové dolní končetiny se současnou přípravou na kontrakci ve svalech dolní kočetiny s cílem následně vyvinout explozivní práci svalů u dalšího kroku
Charakteristické znaky, prvky pro pozorování	<ul style="list-style-type: none"> - Rychle a silově zdvihnout stehno skoro do vodorovné polohy jako předpoklad pro optimálně dlouhý krok - Podpora zdvihu kolena intenzivní prací opačné horní končetiny - V dalším průběhu následuje uvolněný pohyb bérce vpřed a připravuje se aktivní nasazení chodidla - Vzprámená a stabilní pánev 	<ul style="list-style-type: none"> - Aktivní dokrok, nasazení chodidla na vnější stranu - Aktivní dokrok nesmí vést k nepřirozenému prodloužení kroku, což může mít za následek rychlé přenesení kyčlí přes oporový bod - Vyvarování se velkého brzdícího impulsu při natahování kroku - Snaha o co nejkratší dobu opory během přední oporové fáze

Při každé fázi se objevují určité klíčové okamžiky, kterých si je nutno všimnout při tréninku. Tabulka 3.8 a 3.9 udává souhrnné prvky pro pozorování, kterých by si trenéři měli obecně všimnout při nácvičení techniky lehkootletického běhu, ale i při běhu samotném.

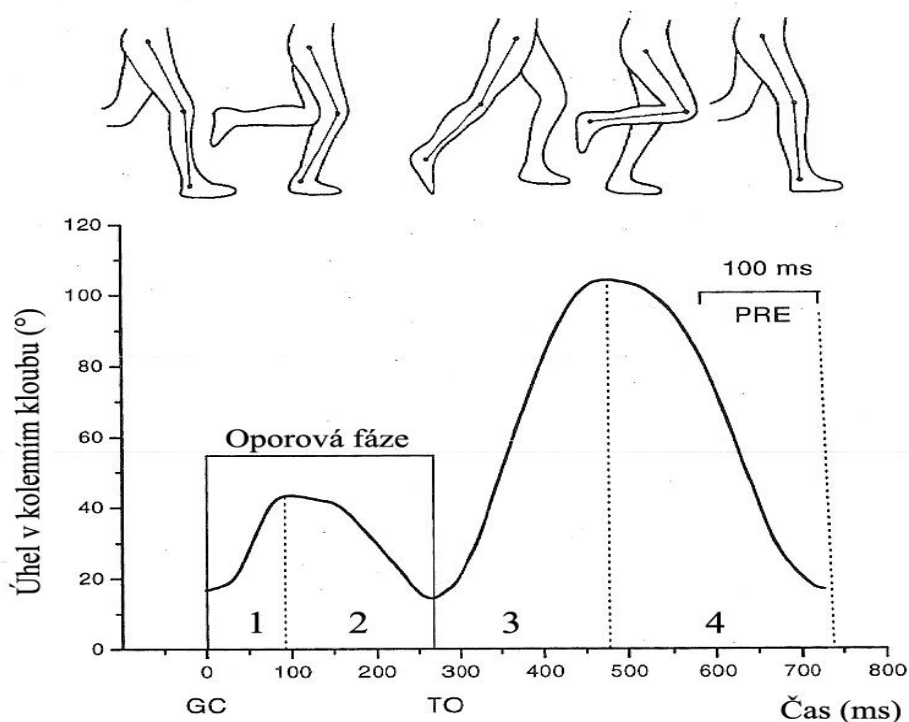
Tabulka 3.8 Prvky pro pozorování techniky běhu (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)

Fáze	Prvek pro pozorování	Fáze	Prvek pro pozorování
Zadní oporová fáze	<ul style="list-style-type: none"> - Přímochárečné nasazení chodidla - Téměř úplná extenze v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu - Trup je v mírném předklonu nebo vzpřímený - Vzájemný švih horních - Úhel v lokti svírá pravý úhel - Švih horních končetin ve směru běhu - Při švihnutí horní končetinou se dlaň nedostává nad rameno, respektive loket je pod ramenem - Dlaně tvoří uvolněnou pěst - Vzpřímené a uvolněné držení hlavy - Uvolněné svalstvo ramene a obličeje 	Přední švihová fáze	<ul style="list-style-type: none"> - Ostrý úhel v kolenním švihové končetiny - Lehký pohyb kyčle švihové končetiny vpřed - Stehno švihové končetiny přibližně ve vodorovné pozici - Vykřivení bérce švihové končetiny při zdvižení kolene - Pata švihové končetiny je mírně před kolenním švihové končetiny - Následný aktivní pohyb bérce ve směru dolů a zpět

Tabulka 3.9 Prvky pro pozorování techniky běhu (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)

Fáze	Prvek pro pozorování	Fáze	Prvek pro pozorování
Zadní švihová fáze	<ul style="list-style-type: none"> - Uvolněné zakopnutí bérce směrem vzad a nahoru - Pata se téměř dotýká hýždě - Koleno švihové dolní končetiny se při švihnutí vpřed míjí s kolenním oporové dolní končetiny 	Přední oporová fáze	<ul style="list-style-type: none"> - Přímochárečné nasazení chodidla - Chodidlo došlapuje nejprve na vnější část - Běrec oporové dolní končetiny je téměř kolmo na podložku - Flexe v hlezenním kloubu je malá, ale pata se nedotýká podložky - Flexe v kolenním kloubu je nepatrná - Pohyb bérce a chodidla je směrem vzad

Extenzory kolene se během přední oporové fáze vlivem celkového zatížení těla protahují, proto se tato fáze nazývá excentrickou. Přední oporová fáze pak končí přechodem z flexe kolenního kloubu do jeho extenze. Během přechodu nastává moment vertikály, kdy je tělo vystaveno největšímu celkovému zatížení. Doba trvání přední oporové fáze je závislá na velikosti úhlu flexe a rychlosti pokrčení v kolenním kloubu. Zadní oporová fáze se vyznačuje extenzí ve všech kloubech dolní končetiny, proto se této fázi říká také koncentrická fáze. Zadní švihová fáze začíná v okamžiku ztráty kontaktu se zemí a končí momentem, kdy se kolenní kloub dostává z flexe do extenze. Přední švihová fáze začíná tedy extenzí dolní končetiny a končí prvním dotykem s podložkou. Maximální flexe v kolenním kloubu je dosažena v momentu vertikály u švihové dolní končetiny. Před okamžikem dokroku je úhel flexe v kolenním kloubu u dokrokové dolní končetiny mezi 10-20°. Ještě před kontaktem s podložkou se aktivují vnitřní smyslové orgány (kinestetické receptory) svalstva dolní končetiny na přípravu dokroku a řídí zpomalení dopředného švihů. Svalstvo je tak preaktivováno (graf 3.12, PRE) ještě před zatížením. Tato preaktivace je známá pod pojmem anticipace (Hottenrott, Neumann, 2002).

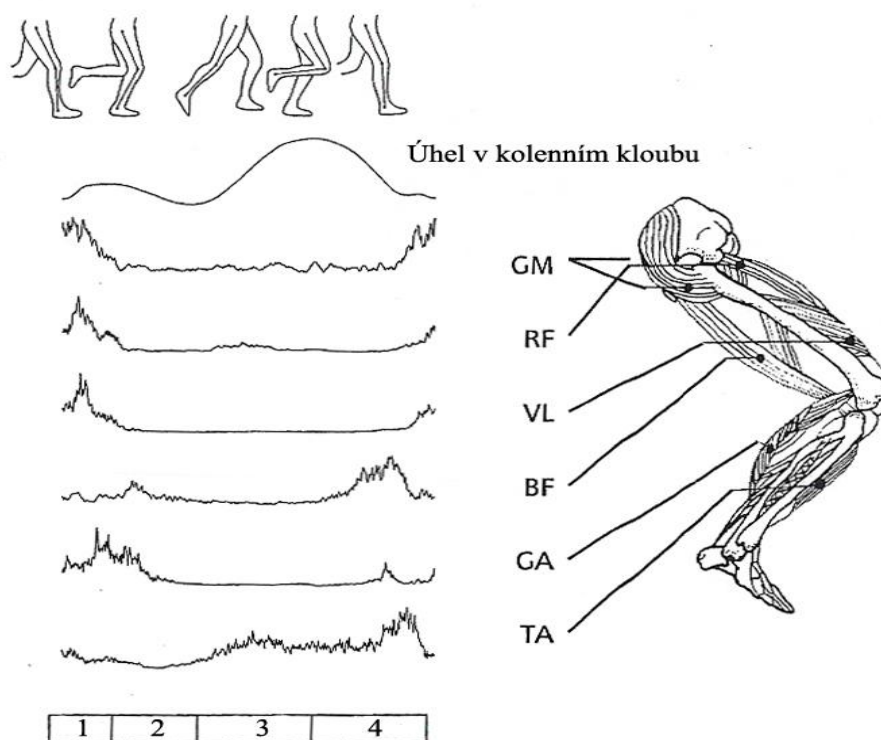


Graf 3.12 Fázová struktura běhu (Hottenrott, Neumann, 2002). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 - Zadní švihová fáze, 4 - Přední švihová fáze, GC – Okamžik dokroku, TO – Okamžik odrazu, PRE – Preaktivace

Z hlediska časového průběhu a úhlu v kolenním kloubu nám pro pochopení běžeckého cyklu poslouží graf 3.12.

Svalstvo dolní končetiny se při přípravě na dokrok zčásti aktivuje. Tato preaktivace vede ke zvýšení ztuhlosti svalstva a přispívá tak ke stabilizaci hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu před okamžikem dokroku.

Během přední oporové fáze se aktivita svalstva dolní končetiny zvětšuje a dosahuje maxima ještě před okamžikem dokroku. Především se během této excentrické fáze zatěžují extenzory kolena a dosahují svého maxima (obrázek 3.5). Také sval musculus gastrocnemius má maximum aktivity v přední oporové fázi. Tato preaktivace napomáhá k zajištění absorpce nárazu a tím pádem k měkčímu dopadu. Pouhé zapojení extenzorů nemůže vše zvládnout, proto je nezbytná současná spolupráce flexorů a extenzorů, jejichž síla je rozdílná. Svaly musculus gastrocnemius, musculus

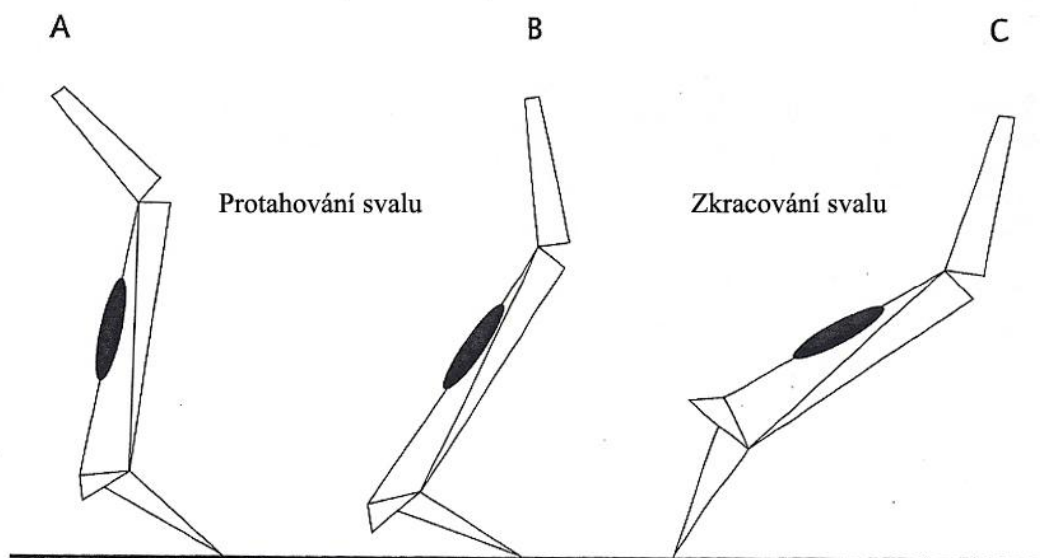


Obrázek 3.5 Svalová aktivita při běžeckém cyklu (Hottenrott, Neumann, 2002). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 – Zadní švihová fáze, 4 – Přední švihová fáze

biceps femoris a musculus gluteus maximus zůstávají aktivní až zhruba do poloviny zadní oporové fáze. Předčasný úbytek aktivity kontrakce extenzorů hlezna a kolena během zadní oporové fáze se vysvětluje tím, že impuls pohybu u středních rychlostí

není zaručen pouze zesilováním tlaku chodidla na podložku (Hotenrott, Neumann, 2002; Véle 2006).

Během zadní oporové fáze určuje aktivitu protahovaných svalů velikost a směr pohybu. Aktivita není během celé zadní oporové fáze stejná: Extenzory kolenního kloubu se primárně aktivují na začátku fáze, zatímco svaly lýtka a kyčle vykazují aktivitu až zhruba od poloviny fáze. Přírozený průběh pohybu při běhu je tvořen společnou souhrou izometrické, koncentrické a excentrické svalové aktivity. Svalová činnost neprobíhá izolovaně. Při vlivu externích činitelů (gravitační síla, reakce podložky atd.) vzrůstá význam svalstva. Při pohybu vpřed u běhu budou extenzory dolní končetiny po přípravě na dokrok nejprve provádět excentrickou svalovou práci, a poté, během odrazové fáze, svalovou práci koncentrickou. Svaly pracují v tzv. excentricko-koncentrickém cyklu (Hottenrott, Neumann, 2002; Cavagna, 1977), viz obrázek 3.6, což se děje v celém průběhu zadní a přední oporové fáze.

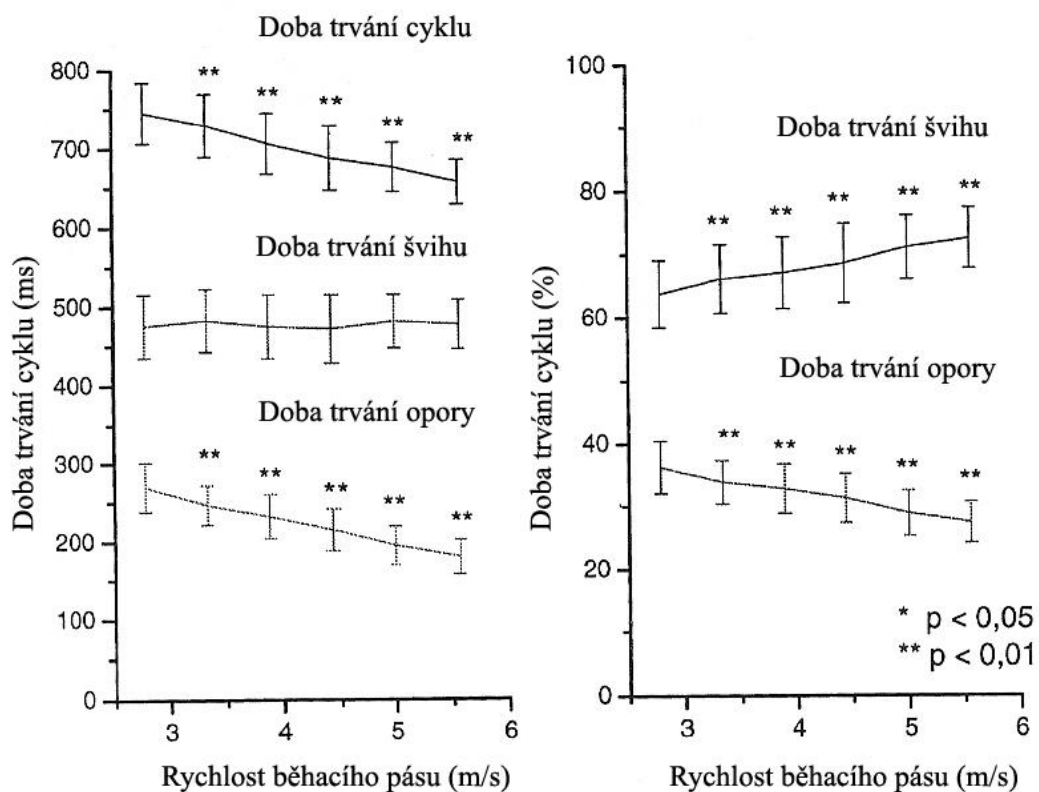


Obrázek 3.6 Excentricko-koncentrický cyklus svalu. A: Protážení svalu, B: Excentrické natažení svalu během doby opory, C: Koncentrické zkracování svalu v okamžiku odrazu (Komi, 1994)

Činnost během excentricko-koncentrického cyklu nabízí tu výhodu, že se v průběhu brzdící práce v přední oporové fázi hromadí elastická energie, která je poté uvolněna v koncentrické fázi. Hromadění energie se označuje jako elastické umocnění výkonu (Cavanagh, 1978; Gollhofer a kol., 1987; Kyröläinen & Komi, 1995). Hlavní

příčina umocnění výkonu nespočívá pouze jen v elastickém hromadění energie, nýbrž také na spuštění reflexů protažení během excentrické fáze (Komi, 1994). Využití excentricko-koncentrického cyklu spočívá v tom, že svalstvo je aktivováno ještě před prvním kontaktem s podložkou, excentrická fáze je krátká a rychlá, a následuje bezprostřední přechod mezi excentrickou a koncentrickou fází (Komi, 2000). K vlivu účinnosti díky umocnění výkonu během excentricko-koncentrického cyklu se uvádějí různé hodnoty. Z excentrické fáze se uvolní kolem 20-25 % čisté svalové síly, která je použitelná během koncentrické fáze (Mero & Komi, 1986). Aura & Komi (1987) a Komi (1994) referují, že účinnost může být až 60 % u excentrické fáze. Pouze pro koncentrickou činnost nemůže být účinnost stanovena.

Celková doba, při které je atlet v kontaktu s podložkou závisí na rychlosti běhu. U špičkových sprinterů je tato doba zhruba 100 ms. U středních rychlostí okolo 5 m/s je

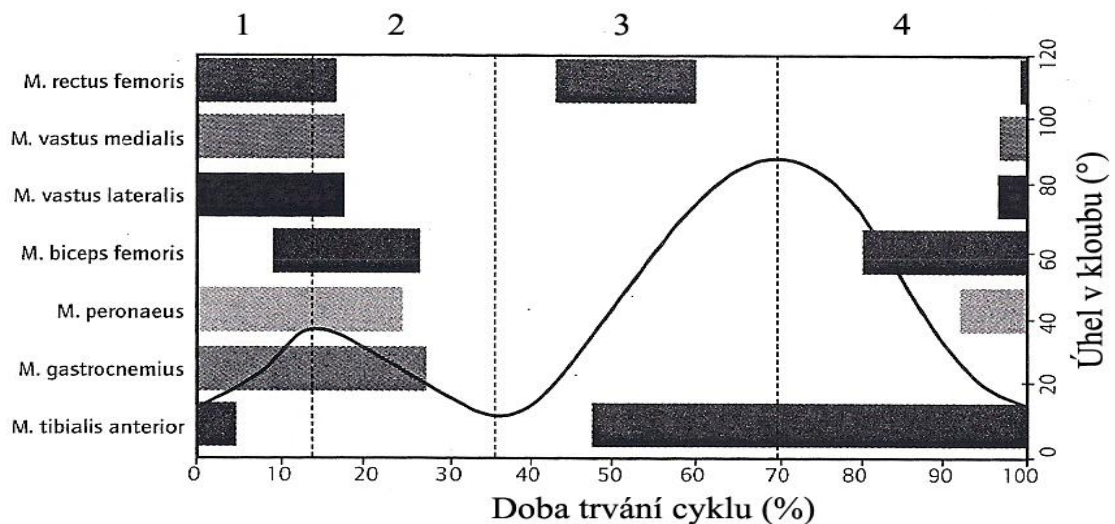


Graf 3.13 Střední, absolutní a relativní doba trvání opory, švihů a celého cyklu při běhu různou rychlostí (Hottenrott, 2001)

již doba opory dvojnásobná, čili 200 ms. Na grafu 3.13 je vidět klesající doba opory při zvyšování běžecké rychlosti. Požadavek na koordinaci a na uvolnění síly se zvyšuje se zvyšováním běžecké rychlosti.

Během zadní švihové fáze vykazují velkou aktivitu dva svaly: musculus rectus femoris a musculus tibialis anterior. Aktivita svalu musculus rectus femoris následuje během extenze v kyčelním a flexe v kolenním kloubu a tímto přispívá ke kontrole flexe v kolenním kloubu a zároveň ke stabilizaci pánve. Aktivita svalu musculus tibialis anterior vede k dorzální flexi v hlezenním kloubu.

V přední švihové fázi pokračuje aktivita svalu musculus tibialis anterior a chodidlo se tak připravuje k dokroku. Zapojení jednotlivých svalů a úhel v kolenním kloubu můžeme vidět na grafu 3.14.

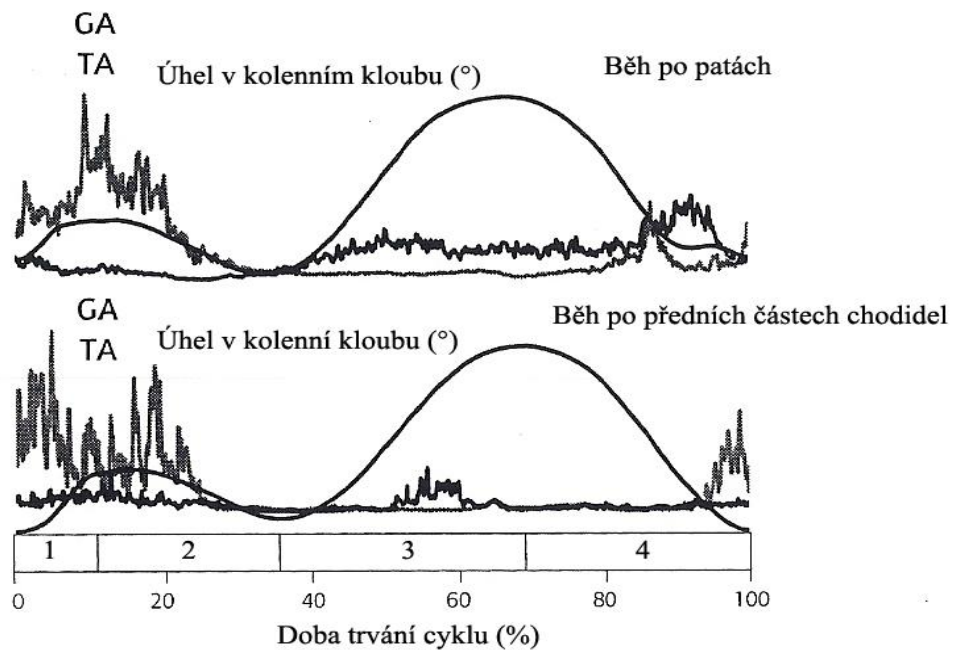


Graf 3.14 Relativní doba hlavní svalové aktivity a úhel v kolenním kloubu při rychlosti běhu 3,3 ms (Hottenrott a kol., 2001). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 - Zadní švihová fáze, 4 - Přední švihová fáze

3.2.4 Faktory ovlivňující svalovou aktivitu

Technika běhu působí na aktivitu jednotlivých svalů. Ovlivněné jsou především svaly, které vykonávají flexi a extenzi v hlezenním kloubu. Příkladný vliv rozdílné techniky běhu na aktivitu svalů může být technika běhu po patách a po předních částech chodidel u svalu musculus gastrocnemius (GA) a svalu musculus tibialis anterior (TA) (graf 3.15).

Při běhu po předních částech chodidel se sval musculus gastrocnemius silně aktivuje již před kontaktem s podložkou a příprava na dokrok je tak více pod kontrolou.

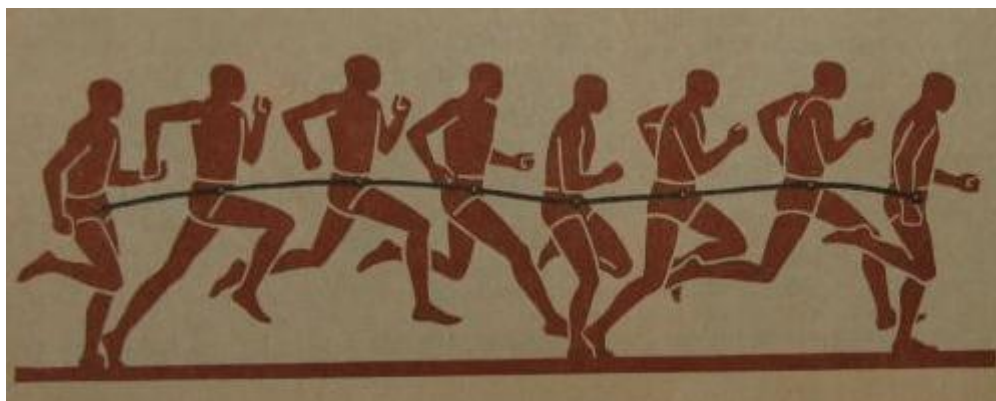


Graf 3.15 Svalová aktivita a úhel v kolenním kloubu při běhu po patách a předních částech chodidel (Hottenrott, Neumann, 2002). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 - Zadní švihová fáze, 4 Přední švihová fáze; osa „y“ - elektrické napětí v mikrovolttech [uV]

Relativně vysoká svalová aktivita se vyskytuje během celé doby opory, maxima aktivace se nacházejí v přední a zadní oporové fázi. Při běhu po patách je celková aktivita nízká, s maximem aktivace na počátku zadní oporové fáze. Rozdíl mezi technikou běhu po patách a po předních částech chodidel nám ukazuje také sval musculus tibialis anterior, především zvýšenou aktivitou během švihové fáze u běhu po patách (Hottenrott, Neumann, 2002).

3.2.5 Těžiště těla

Těžiště těla během běhu nepřetržitě osciluje ve vertikálním směru (obrázek 3.7). Na začátku švihové fáze křivka průběhu těžiště těla stoupá a poté začne klesat do té doby, než dojde ke kontaktu s podložkou. V navazující přední oporové fázi křivka průběhu těžiště nadále klesá. K obnově růstu dochází až v následující zadní oporové fázi. Míra vertikálního kolísání je závislá na rychlosti běhu. U žen v maratonském běhu těžiště těla osciluje o 6 cm (Buckalew a kol., 1985). Velikost oscilace těžiště těla závisí především na technice běhu.



Obrázek 3.7 Vertikální průběh těžiště při běhu (Kněnický a kol., 1974)

3.2.6 Zatížení pohybového systému při běhu

Odhad zatížení na pohybový systém souvisí především s reakcí podložky během fáze opory. V horizontální rovině můžeme rozlišovat síly působící ve směru antero-posteriorním, které mají brzdící nebo zrychlující účinek, a síly působící medio-laterálně, který mají vliv menší. Vertikální a horizontální síly vedou ke zvyšování těžiště těla a určují výsledný vektor síly (Williams, 1985).

Doba kontaktu s podložkou se snižuje se zvyšující se rychlostí běhu (Williams, 1985). Kratší doba opory zvyšuje vzestup síly (loading rate) a velikost pasivního a aktivního vrcholu síly během poklesu síly (decay rate) (tabulka 3.10 a 3.11)

Tabulka 3.10 Doby opory a velikosti vertikální síly při reakci s podložkou při různých rychlostech běhu. Síla je vztažena ke hmotnosti těla (BW Body weight) (Munro a kol., 1987)

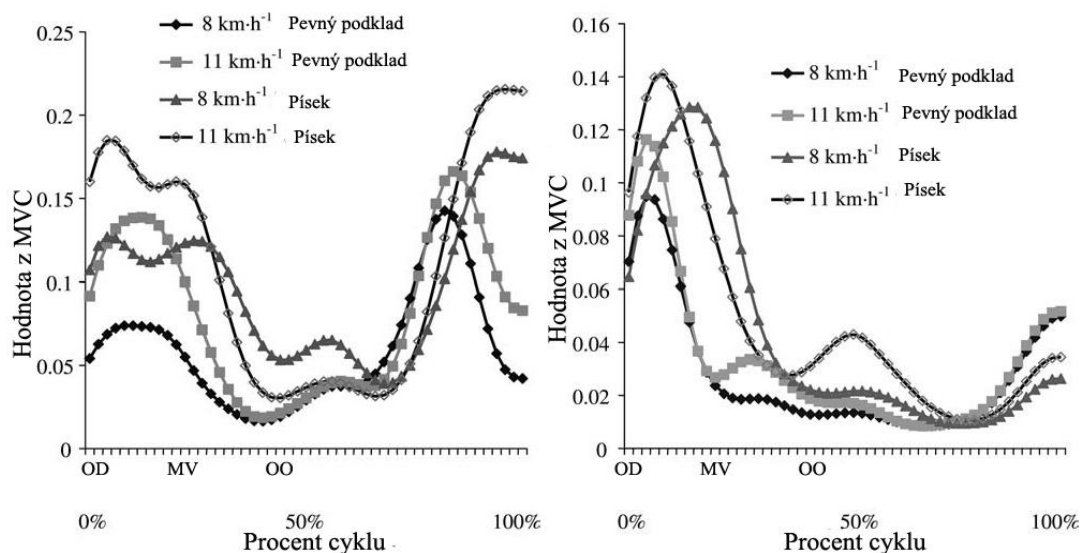
Rychlost	Doba opory	Růst síly	Pasivní vrchol síly	Aktivní vrchol síly	Pokles síly
(m/s)	(ms)	(BW/s)	(BW)	(BW)	(BW/s)
3,00	270 ± 20	77,2 ± 26,7	1,57 ± 0,35	2,51 ± 0,21	14,6 ± 2,1
3,25	258 ± 18	77,4 ± 19,0	1,69 ± 0,21	2,56 ± 0,17	15,8 ± 1,8
3,50	247 ± 17	80,0 ± 16,9	1,76 ± 0,19	2,62 ± 0,16	19,9 ± 1,8
3,75	238 ± 15	84,6 ± 17,1	1,86 ± 0,20	2,67 ± 0,16	18,0 ± 1,8
4,00	229 ± 14	90,5 ± 18,3	1,95 ± 0,21	2,72 ± 0,17	19,2 ± 1,7
4,25	221 ± 13	97,1 ± 20,3	2,05 ± 0,23	2,76 ± 0,17	20,3 ± 1,6
4,50	214 ± 13	103,6 ± 23,0	2,15 ± 0,25	2,79 ± 0,18	21,5 ± 1,7
4,75	206 ± 13	109,2 ± 26,7	2,25 ± 0,27	2,81 ± 0,18	22,7 ± 1,7
5,00	199 ± 13	133 ± 29,4	2,32 ± 0,28	2,83 ± 0,17	23,9 ± 1,9

Tabulka 3.11 Doby opory při běhu a SBC a doba trvání 2 cyklů při rychlosti 7 m/s (Pařík, Hojka, Pavelka, 2011)

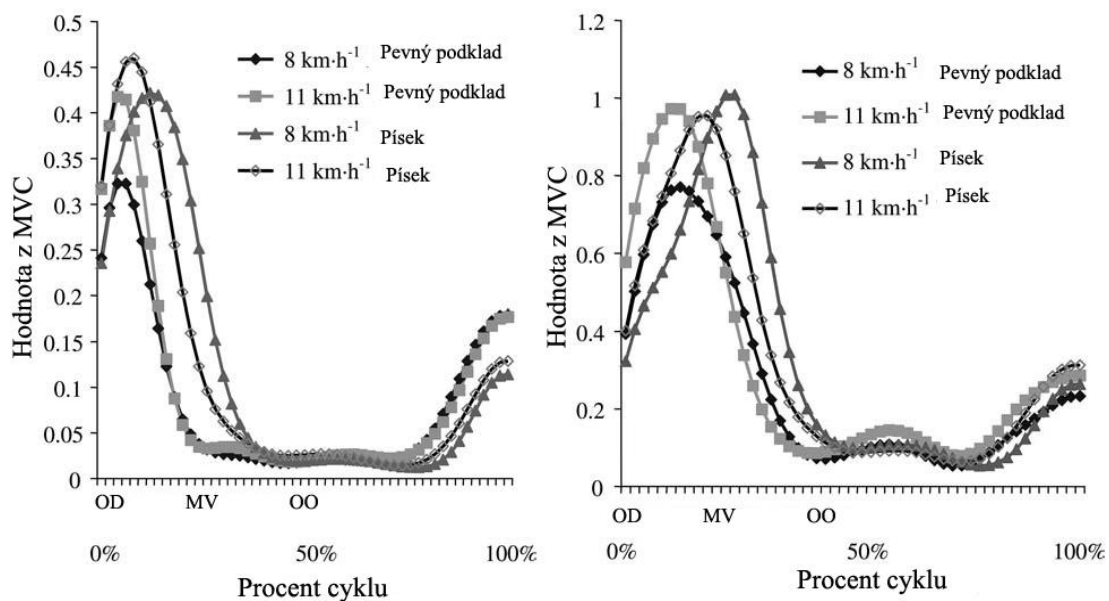
	Sprint	Liftink	Skipink	Zakopávání	Sn. stř. poskoky	Předkopávání
doba opory	0,14	0,16	0,1	0,14	0,22	0,16
doba letu	0,14	0,08	0,14	0,12	0,4	0,2
2 cykly	1,12	0,98	0,96	1,06	2,52	1,46

Rozdílné zatížení svalů se projevuje při běhu na různých površích (graf 3.16 a 3.17). Na grafech je zřetelné, že ve většině případů je svalový systém nejvíce zatížen při běhu vyšší rychlostí a na měkkém podkladu, zde písku. Větší aktivita svalů se neprojevuje pouze během maximální aktivity, ale i během fáze relaxace (Pinnington, Lloyd, Besier, Dawson, 2005). Z těchto údajů můžeme usuzovat, že podobné zatížení a průběh aktivity svalů, i když v mnohem menší míře, můžeme očekávat také při běhu na různých umělých materiálech. Veškeré atletické stadiony již mají dráhu s umělým povrchem, nicméně materiál a technologie jsou různé. Proto i tento fakt má vliv na aktivitu svalstva a následně na atletický výkon.

Při běhu na tvrdých površích se trup naklání směrem dopředu (Williams, 1985; Williams, Cavanagh, 1987).



Graf 3.16 Aktivace m. semimembranosus m. biceps femoris (vlevo) a m. rectus femoris (vpravo) během běžeckého cyklu na různých površích. OD – okamžik dokroku, MV - moment vertikály, OO - okamžik odrazu (Pinnington, Lloyd, Besier, Dawson, 2005)



Graf 3.17 Aktivace m. vastus medialis a lateralis (vlevo) a mm. gastrocnemii (vpravo) během běžeckého cyklu na různých površích. OD – okamžik dokroku, MV - moment vertikály, OO - okamžik odrazu (Pinnington, Lloyd, Besier, Dawson, 2005)

3.2.7 Názorný popis techniky sprintu

Na obrázku 3.8 je zřetelně vidět nedopnutí odrazové dolní končetiny v kolenním kloubu, kdy je nyní tento trend prosazován u nejkratších sprinterů (Svoboda, 2008).

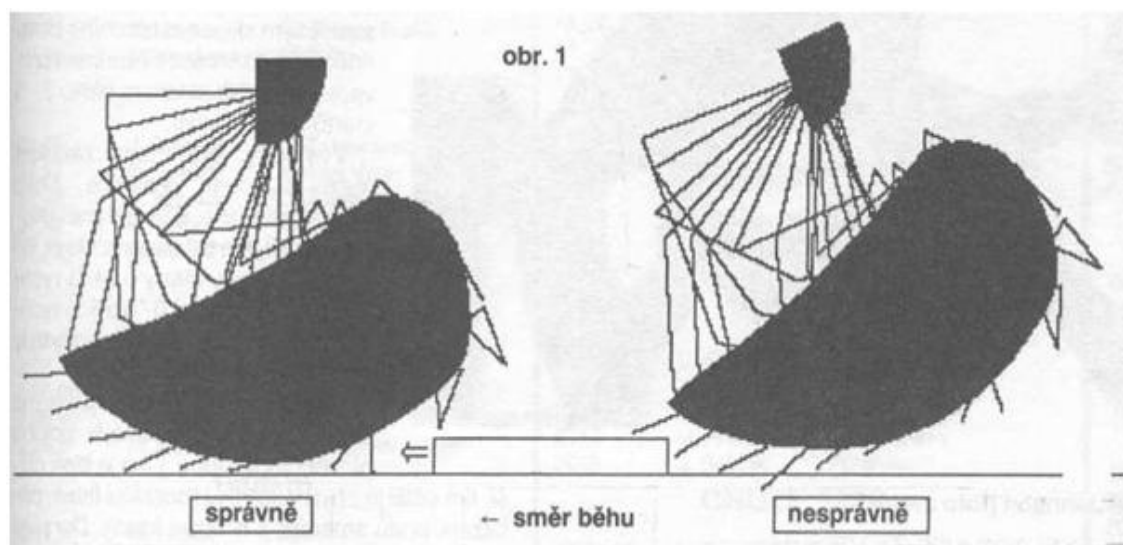


Obrázek 3.8 Fáze odrazu (Beran, 2008)

Naopak se atlet snaží být opět co nejrychleji na zemi a přichystat se na aktivní došlap na podložku a tím zkrátit dobu letu. Zde se nachází velký technický problém hlavně u začínajících sprinterů, kteří nejsou schopni přitáhnout správně špičku dokrokové dolní končetiny k bérce (dorzální flexe) a takzvaně si „jít“ aktivně pro odraz. Setkáváme se s tím,

že chodidlo před dokrokem míří směrem k zemi, což je špatně. Mělo by být v horizontále nebo i blíž k bérce, jak lze vidět na obrázku 3.11. Stejně tak můžeme vidět i na obrázku 3.9 tzv. přední náhon, kdy je hlavní hnací síla soustředěna před tělo běžce a je jí tak dosaženo pomocí aktivního došlapu. Je-li úhel vzletu při odrazu příliš velký, např. při malé rychlosti a strmém úhlu odrazu, dochází ke značným vertikálním

výchylkám těžiště, a tím i k neúčinnému využití hnacích sil. V okamžiku odrazu musí proto být



Obrázek 3.9 „Přední“ a „zadní“ náhon při běhu (Vonstein, 1996)



Obrázek 3.10 Fáze letu (Beran, 2008)

těžiště značně před místem odrazu nebo je možné odraz „nedodělat“, jak je možné vidět na obrázku 3.8, proto nedojde k takovému velkému vzletu těžiště a zabrání se tak velkým vertikálním výchylkám těžiště a tím pádem se snižuje doba letu. Vertikální výkyvy těžiště mohou být až několik centimetrů. Těžiště běžce je v nejnižší poloze v momentě vertikály a v nejvyšší poloze uprostřed fáze letu (Svoboda, 2008).



Obrázek 3.11 Okamžik dokroku (Beran, 2008)

U technicky vyspělého běžce jsou výkyvy těžiště do stran nepatrné. Protože do fáze dokroku vlastně tělo běžce doskočí, zvýší se tlak dokročné dolní končetiny na podložku, a tím vzroste vertikální výkyv těžiště. Čím větší jsou vertikální výkyvy, tím

nepříznivější je jejich vliv na techniku běhu. Proto se snaží běžci zmenšit tyto výkyvy na minimum, a to měkkým a aktivním došlápnutím a odrazem převážně kupředu (Svoboda, 2008).

Na obrázku 3.10 můžeme vidět běžce, jako by v běhu „mírně seděl, což se řadu



Obrázek 3.12 Moment vertikály (amortizace) (Beran, 2008)

let považovalo za chybu, ale studie kinogramů i videozáznamů současných světových sprinterů tento trend ve vývoji techniky sprinterského běhu zcela jasně zaznamenávají. Tímto způsobem běhu, kdy má běžec podsazenou pánev, je schopen lépe využít svalů břicha, které aktivují ohybače kyčle a tím pádem dojde i k dokonalému zdvihu kolen. To je častý problém současných trenérů

mládeže, kteří dávají svým svěřencům pokyny: „Zvedni kolena“, místo, aby zaznělo: „Zatni břicho“. V letu pohyb těžiště ovlivnit nemůžeme, dochází zde pouze k následkům působení sil při styku se zemí. Uvažujeme pouze odpor větru (Svoboda, 2008).

Na obrázku 3.11 vidíme „posed“ běžce. Dříve by bylo za chybu, že běžec nemá osu špička-boky-hlava v rovině, ale svírá zde tupý úhel, což dává předpoklad ke správnému působení dokrokové dolní končetiny na zem, lepší zapojení břišních svalů a tím pádem posléze i lepšího zdvihu kolene. Může zde dojít k velké ztrátě rychlosti, hlavně při švihovém způsobu běhu, kdy k prvnímu doteku se zemí dojde před těžištěm. Jakmile dokročí švihová dolní končetina na zem, váha celého těla, zvětšená setrvačnou energií, vyvolá v místě dokroku velký tlak na podložku ve směru spojnice těžiště-místo dokroku. Současně s tím však vznikne stejně velká síla působící opačným směrem, která svým účinkem snižuje setrvačnou rychlost těla. Brzdící účinek této síly je přímo závislý na velikosti úhlu dokroku. Při běhu se proto musíme snažit dokračovat co nejbližše svislé těžnici. Práce švihové dolní končetiny je vzorová, kdy díky zkrácené délce letu není moc za tělem, ale aktivně se snaží švihnout vpřed, což zkracuje celou dobu opory (Svoboda, 2008).

Na obrázku 3.12 je nejdůležitější co nejrychlejší pohyb švihové dolní končetiny, aby se oporová dolní končetina co nejméně pokrčila (a nedocházelo tak ke ztrátám rychlosti vinou delší doby opory a svalové náročnosti) v kolenním kloubu a tím tak nedošlo k poklesu těžiště. Pokud je pohyb švihové dolní končetiny proveden správně, oporová dolní končetina v podstatě ani nemá čas a možnost se pokrčit. Plynule se tak navazuje na fázi odrazu. Je nutné si uvědomit, že běžec na obrázcích se snaží co nejvíce



Obrázek 3.13 Práce paží (Beran, 2008)

zkracovat dobu letu, což vede u spousty běžců k nežádoucímu „přisednutí“. Ukázkově je také složena švihová dolní končetina, kdy se pata dotýká hýždí, proto může posléze po co nejkratší trajektorii švihnout dopředu a zaujmout tak co nejrychleji optimální polohu. Nedopnutím v koleně při odraze a správnou prací švihové dolní končetiny se zajistí již

zmiňovaný předpoklad k „přednímu“ náhonu (Svoboda, 2008).

Téměř učebnicová je u běžce práce paží (obrázek 3.13). Běžec se i v ní snaží zkrátit a zrychlit letovou fázi, při čemž je práce paže opačné k odrazové dolní končetině při jednotlivém kroku zřetelně ve větším rozsahu za tělem, než před ním. Práce paže před tělem není tak viditelná a horní polovina paže (ramenní) se mu téměř vůbec nedostane před tělo, zdá se, jakoby běžec paži pouze dostal na úroveň trupu a poté si ruku přitáhl k rameni, což dokumentuje velmi malý úhel v loketním kloubu při práci paže před tělem, na rozdíl od téměř učebnicového držení opačné paže za tělem (Svoboda, 2008).

3.3 Speciální běžecká cvičení

Podle pramenů se speciální běžecká cvičení (dále jen SBC) používají ke zlepšení koordinace běhu. V odborné literatuře jsou zmiňována jen velice sporadicky. Jsou uvedeny především v kapitolách o technice atletického běhu a tréninku. Zařazují se do tréninku základního, tak i výkonnostního (Joch, 1995; Scholich, 1992). Je známá celá škála těchto cvičení. Patří mezi ně (Vindušková a kol., 2006; Ulrich, Krempel, Haag, Müller, 1995; Hottenrott, Neumann, 2002): Liftink, skipink, zakopávání,

předkopávání, koleso, střídavé snožné odrazy, odpichy a jiné. V tréninku se často používají jejich variace, kdy se například mění zdvih kolene u skipinku. Známé jsou variace jako skipink se zdvihem pouze jednoho kolena, skipink na každou třetí dobu, skipink pozadu, bokem atd.

SBC se užívají především v rámci rozcvičení před samotnou tréninkovou jednotkou nebo závody a to téměř dennodenně v průběhu celého roku nebo slouží jako vhodný prostředek všeobecného tělesného rozvoje. Součástí hlavního obsahu tréninkové jednotky pak bývají v průběhu celého roku. Spousta trenérů na jejich význam zapomíná. Není nikde uvedeno, která cvičení jsou svým charakterem všeobecně nebo speciálně rozvíjející, neuvádí se intenzita provádění cviků, jejich objem a doba odpočinku mezi opakováními. Svěřenci sami provádějí cvičení bez dohledu trenéra a jejich užívání jako tréninkového prostředku je sporadické. Občas k jejich použití trenéři přistupují v rámci předzávodního a závodního období.

K vyhnutí se svalovým dysbalancím a zdravotním potížím oporového a pohybového systému jsou běžecká cvičení u všech druhů běžců potřebná (Hottenrott, Neumann, 2002).

Intenzita provedení, počet opakování nebo délka úseku je volena mezi atlety velmi podobně. Jelikož se SBC používají v rámci rozcvičení, jejich intenzita je submaximální nebo mírná, délka úseku většinou do 30 metrů a počet opakování mezi 5 a 8 cviky. Odpočinek je pak chůze zpět. V rámci hlavní tréninkové jednotky bychom k těmto cvikům měli přistupovat jako k tréninku krátkých úseků. V přípravném období se volí delší úsek, až do 60 metrů, intenzita je mírná nebo submaximální, počet opakování větší v počtu 8 – 10 úseků, doba odpočinku je krátká, někdy je vyplněna mírným poklusem nebo chůzí. V průběhu speciálního tréninkového období se k tréninku SBC přistupuje podobně jako k tréninku maximální rychlosti. Úseky jsou voleny kratší do 30 metrů, intenzita je maximální, doba odpočinku je 2-3 minuty. Poměrně často se používá SBC skipink jako cvičení k zlepšení frekvence kroku. Před prováděním SBC je zapotřebí zahřát organismus aerobní aktivitou v délce trvání kolem 10 minut s následným rozcvičením a protažením svalstva. Při provádění SBC by měl být přítomný trenér, který okamžitě koriguje případné chyby (Joch, 1995).

Cíle a obsah SBC: Korigování typických chyb v běžecké technice, variabilní použitelnost k upevnění správné techniky běhu, ekonomizace a stabilizace provedení pohybu, zvýšení zatížitelnosti oporového a pohybového systému, zlepšení výkonu,

srovnání svalových dysbalancí. Následuje popis jednotlivých speciálních běžeckých cvičení, jejich úkol a kritické fáze (Vindušková a kol., 2006).

3.3.1 Liftink

Úkol: zvládnutí vázaného klusu na místě a mírně z místa s maximální snahou o pružný pohyb v kotníku a úplnou extenzí v koleně oporové nohy.

Klíčové momenty: při liftinkovém pohybu na místě je přední část chodidel ve stálém kontaktu s podložkou. Při postupném odvíjení chodidla se pata dostává až do maximální výše od země. Koleno se pohybuje co nejvíce vpřed, koleno oporové nohy je protlačováno vzad (Vindušková a kol., 2006).

3.3.2 Skipink

Úkol: zdůrazňování skrčování přednožmo u švihové nohy s ostrým úhlem mezi stehnem a bérce a dynamickým pohybem paží.

Klíčové momenty: stehno švihové nohy je zvedáno do horizontální polohy, trup udržuje běžecký náklon, oporová noha prochází v momentě odrazu úplnou extenzí (Vindušková a kol., 2006).

3.3.3 Zakopávání

Úkol: zvládnutí a zdokonalování zakopávání.

Klíčové momenty: tento prvek pomáhá vybudovat vzor pohybu dolní končetiny za tělem. Imitace uvolněného pohybu švihové nohy v letové fázi po odrazu za tělem, kdy se pata chodidla složené nohy dotýká hýždí a stehna zůstávají v prodloužení trupu kolenem dolů k podložce. Dochází k posílení skupiny svalů na zadní straně stehna a protažení skupiny svalů na přední straně stehna i k následnému zvětšení rozsahu pohybu v kloubu kyčelním. V případě většího předklonu trupu bérce provádí zakopávání až za kolmicí a tím je zdůrazněno protažení přední části stehna a zvětšený rozsah pohybu v kyčelním kloubu (Vindušková a kol., 2006).

3.3.4 Předkopávání

Úkol: uvolněné předkopnutí švihové dolní končetiny s následným aktivním dokrokem a prací při kontaktu s podložkou.

Klíčové momenty: cvičení napomáhá zdokonalit aktivní dokrok, kdy je chodidlo dokrokové dolní končetiny v dorsální flexi a připravuje se na kontakt s podložkou. Okamžik před dokrokem se chodidlo aktivně dostává z dorsální do plantární flexe.

Zhruba v polovině tohoto pohybu přijde kontakt s podložkou. Především pohybem je dolní končetina připravená na kontakt a lépe tak reaguje na dokrok. Poté se oporová dolní končetina snaží aktivně vést pohyb směrem vzad, kdy dochází k výraznému zapojení skupiny svalů na zadní straně stehna. V tuto chvíli je důležité mít dolní končetinu mírně pokrčenou, což vede k efektivnější práci zmíněných svalů. Spousta atletů se dopouští chyby, kdy mají dolní končetinu zcela v extenzi (Vindušková a kol., 2006).

3.3.5 Snožné střídavé odrazy

Úkol: sladění plantární flexe odrazové dolní končetiny se společným, ale ne tak výrazným zdvihem kolene švihové dolní končetiny.

Klíčové momenty: společná práce obou dolních končetin v jeden okamžik, kontakt s podložkou probíhá tak, že jsou chodidla paralelně vedle sebe. Aktivní dopad, podobná práce chodidla jako při předkopávání. Následuje energický odraz z obou dolních končetin s maximální plantární flexí (Vindušková a kol., 2006).

Variabilita v provedení SBC (Scholich, 1992):

Liftink: mírný zdvih kolen, krátký krok, nízká, střední a vysoká frekvence pohybu, pohyb směrem z kopce, do kopce.

Skipink: střední, vysoký zdvih kolen, krátký, střední krok, nízká, střední a vysoká frekvence pohybu, pohyb směrem z kopce, do kopce, různý rytmus při střídání dolních končetin.

Zakopávání: různý rytmus při střídání dolních končetin, nízká, střední a vysoká frekvence pohybu, pohyb směrem z kopce, do kopce, zvětšování a zmenšování rozsahu pohybu.

Snožné střídavé poskoky: Nízká, střední frekvence pohybu, různě velký vertikální pohyb, nízký, střední zdvih kolen.

Předkopávání: plochý pohyb, ploché odrazy, rozdílnost v délce a výšce pohybu, pohyb směrem z kopce, do kopce, nízká, střední, vysoká frekvence, s pokrčenými, nataženými dolními končetinami.

4 Elektromyografie

4.1 Úvod

Elektromyografie (dále jen EMG) patří mezi vyšetřovací techniky, které lékařům, experimentálním, realizačním, výzkumným týmům apod. napomáhají hodnotit funkční stav pohybového systému a jeho inervace. EMG je experimentální technika zabývající se vývojem, záznamem a analýzou myoelektrických signálů (Basmajian, De Luca, 1985). K vyšetření se používá přístroj zvaný elektromyograf. Je opatřen elektrodami, zesilovačem, procesorem a obrazovkou. Při vyšetření se používá jedné ze dvou technik. Techniky se nazývají povrchová (SEMG, z anglického surface electromyography) a jehlová. Jehlová EMG měří vzruchy na menších svalových oblastech na tzv. motorických jednotkách (motorická jednotka je soubor svalových vláken zásobených jedním nervovým vláknem). Výsledkem vyšetření je EMG křivka.

Hubbard (1939) používal při svém měření takzvaný „kymograf“, který byl již dříve popsán Hudgkinsem a Stetsonem (1932). Zdá se tedy, že toto měření bylo první, které se zabývalo EMG záznamem dolních končetin během běhu. Při těchto experimentech byl Hubbard také mezi prvními, kteří zmínili excentricko-koncentrický cyklus.

Sval, z elektrofyziologického aspektu, představuje generátor elektrické aktivity, kterou lze registrovat prostřednictvím EMG. Tato elektrická aktivita do určité míry koresponduje s výstupní svalovou silou, vztah však není lineární a je ovlivněn řadou fyziologických, mechanických a elektrických změn (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).

SEMG patří mezi elektrofyziologické techniky, které pracují na principu registrování elektrických projevů svalového a nervového aparátu a napomáhají hodnocení akčního stavu motorického systému (Dufek, 1995).

EMG nemůže sdělit, jak je sval silný (v Newtonech) a naopak měření síly nemůže odpovědět, jestli sval tzv. pálí správně (Konrad, 2005).

Zdrojem EMG signálu je transmembránový proud na úrovni sarkolemy. Jedná se o elektrický ekvivalent změny iontové výměny na membráně při svalové kontrakci. Záznam se nazývá elektromyogram. Obvykle má podobu více či méně vyjádřeného interferenčního vzorce, který vzniká překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek. Nejedná se o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, ale je výsledkem jejich interferencí v prostorovém vodiči – sval, kůže, elektrody (Rodová a kol., 2001).

SEMG je využívána v neurologii, neurofyziologii, fyzioterapii, ortopedii, sportovní medicíně, biomechanice, ergonomii, zoologii a v dalších oborech (Clarys, 2000).

Hodnota jednotlivých parametrů EMG signálu je ovlivněna nejen fyziologickými faktory (počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken, hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu, množství tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami, stabilita náboru, rychlost pálení apod.). Důležitý je vliv faktorů metodického postupu detekce a zpracování signálu (De Luca, 1993).

Signál svalů získaný pomocí SEMG má obvykle maximální rozložení v pásmu 50-150 Hz, šířka frekvenčního spektra je odlišná u různých svalů (Zwieck, Konrad, 1994).

SEMG poskytuje snadný přístup k fyziologickým procesům, které přímo souvisejí se vznikem pohybu a produkováním síly (De Luca, 1993). Výhodou je neinvazivnost a relativně jednoduchý postup provedení detekce.

Kineziologická SEMG se zabývá především vyšetřením svalové funkce během selektovaného i komplexního pohybu, sleduje koordinaci činnosti svalů, pozoruje speciální vliv a efekt tréninkových metod, terapeutických prvků, vztah velikosti EMG signálu k síle, únavě a vliv interakce zátěže či nástroje a svalové funkce (Clarys, 2000).

SEMG zaznamenává sumační vzorec akčních potenciálů více motorických jednotek a jejich interferenci. Základními parametry signálu jsou amplituda a frekvence. Nutnými úpravami před vyhodnocením jsou rektifikace, vyhlazení, případně filtrace surového signálu. Z SEMG signálu se nejčastěji interpretuje amplituda, a to tzv. normalizací. Normalizace znamená porovnání získané hodnoty amplitudy k předem definované hodnotě amplitudy, např. k maximální volní kontrakci svalu (interpretace záznamu pak může být, že určitý sval v realizované aktivitě se účastní např. na 30 % z maximální volní kontrakce – pomocí svalového testu) nebo ke klidové amplitudě (aktivační hodnota amplitudy pro určitý sval je dvojnásobkem směrodatné odchylky klidové amplitudy svalu).

Jednoduchý model EMG signálu můžeme vyjádřit matematicky (1).

$$x(n) = \sum_{r=0}^{N-1} h(r)e(n-r) + w(n) \quad (1)$$

Kde $x(n)$ představuje EMG signál, $e(n)$ počet bodů reprezentujících pálicí impuls, $h(r)$ představuje MUAP (motor unit action potential = sumační akční potenciál motorické jednotky), $w(n)$ je nulová střední hodnota aditivního bílého Gaussova šumu a N je počet pálicích motorických jednotek (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006).

Nezastupitelný přínos SEMG tkví v získání informací o efektorové komponentě posturální kontroly. Identifikuje motorické synergie, které jsou projevem toho, jak centrální nervový systém řídí, provádí a kontroluje pohyb prostřednictvím svalové aktivity. Klinické využití spočívá ve vyšetřování klinických testů a zjištění efektivity provedení pohybu, včetně případných kompenzačních synergií u různých pohybových poruch (Míková, 2012).

Popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme vlastně aktivaci pouze místa svalu, kde jsou lokalizovány elektrody. Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod. Je samozřejmě nutné simulovat pohyb co nejdříveji – tvar pohybu i charakteristiku práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická (Rodová a kol., 2001).

Výběr svalů probíhal podle pilotních měření a podle odborných výzkumů. Podle Čiháka (2001) se na výsledném pohybu - běhu nejvíce podílejí tyto svaly: m. biceps femoris - caput longum (extense a pomocná zevní rotace v kloubu kyčelním a flexe a zevní rotace (jen ve flexi) v kloubu kolenním), m. quadriceps femoris - rectus femoris, m. quadriceps femoris - vastus medialis (flexe v kloubu kyčelním – rectus femoris, extense v kloubu kolenním, významný článek při udržování vzpřímené postavy, uplatňuje se při chůzi, běhu, vstávání ze sedu), m. gastrocnemius medialis (pomocná flexe v kolenním kloubu, plantární flexe v kloubu hlezenním, pak pomocná iverse v kloubu zánártním, udržuje správnou pozici bérce vůči noze, posturální sval), m. rectus abdominis (ventrální flexe páteře a pánve, břišní lis, při fixovaném hrudníku mění sklon pánve), m. tibialis anterior (dorsální flexe v kloubu hlezenním) a m. gluteus maximus (extense, zevní rotace, pomocná abdukce a addukce v kloubu kyčelním, pomocná extense v kloubu kolenním, hlavní extensor kyčle, důležitý v udržování vzpřímené postavy). Čoh, Peharec, Bačić (2008) měřili svaly: m. erector spinae, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis. Brandell (1973): m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. soleus. Elliot, Blanksby

(1979): m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. biceps femoris – caput longum, m. tibialis anterior, m. triceps surae. Mann, Hagy (1980a): m. gluteus maximus, m. quadriceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. soleus, m. tibialis anterior. Paré a kol. (1981): m. tensor fasciae latae. MacIntyre, Robertson (1987): m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. gastrocnemius lateralis. Schwab a kol. (1983): m. vastus medialis, m. biceps femoris – capul longum, m gastrocnemius medialis. Nilsson a kol. (1985): m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. gastrocnemius lateralis, m. soleus, m. tibialis anterior. Hottenrott, Neumann (2002): m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. gastrocnemius a m. tibialis anterior. Pinnington, Lloyd, Besier, Dawson (2005): m. semimembranosus, m. biceps femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. tensor fascie latae, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateraliť. Hubbard (1939): m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. gastrocnemius a m. gluteus maximus. Guidetti, Rivellini, Figura (1996): m. erector spinae, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. m biceps femoris, m. gastrocnemius a m. tibialis anterior.

4.1.1 Svalový test

Svalový test analyticky vyšetřuje aktivní svalovou hybnost v anatomických rovinách jednotlivých kloubů. Kvantifikace úrovně svalové síly se dělí do šesti tříd 0-5. Stupeň 5 – N (normal): Odpovídá normálnímu svalu, resp. svalu s velmi dobrou funkcí. Sval je schopen překonat při plném rozsahu pohybu značný vnější odpor. Odpovídá tedy 100 % normálu. Nicméně to neznamená, že takový sval je zcela normální ve všech funkcích, např. v unavitelnosti. Stupeň 4 – G (good): Odpovídá přibližně 75 % síly normálního svalu. Znamená to, že testovaný sval provede lehce pohyb v celém rozsahu a dokáže překonat středně velký vnější odpor. Stupeň 3 – F (fair): Vyjadřuje asi 50 % síly normálního svalu. Tuto hodnotu má sval tehdy, když dokáže vykonat pohyb v celém rozsahu s překonáním zemské tíže, tedy proti váze testované části těla. Při zjišťování tohoto stupně neklademe vnější odpor. Stupeň 2 – P (poor): Velmi slabý, určuje asi 25 % síly normálního svalu. Sval této síly je sice schopen vykonat pohyb v celém rozsahu, ale nedovede překonat ani tak malý odpor, jako je váha testované části těla. Musí být proto poloha nemocného upravena tak, aby se při pohybu maximálně

vyloučila zemská tíže. Stupeň 1 – T (trace): Stopa, záškub, vyjadřuje zachování přibližně 10 % svalové síly. Sval se sice při pokusu o pohyb smrští, ale jeho síla nestačí k pohybu testované části. Stupeň 0: Nula, při pokusu o pohyb sval nejeví žádné nejmenší známky stahu (Janda a kol., 2004). Svalový test je velmi zatížen chybou subjektivního hodnocení, především ve vyšších stupních, ale pokud je testování prováděno za standardních podmínek stejným terapeutem, lze svalový test považovat za spolehlivou metodu. Použití svalového testu je v klinické praxi velmi rozšířené. Jeho použití je vhodné především pro kvantifikaci periferních paréz nebo svalové oslabení z inaktivity, po imobilizaci. Pro nezohlednění koordinační poruchy není použití svalového testu u centrálních poruch motoriky adekvátní (Janda, 2004).

4.1.2 Jehlová elektromyografie

Měří charakteristiky akčních potenciálů motorických jednotek, tj. souboru svalových vláken zásobených jedním nervovým vláknem.

Jehlová elektromyografie je prováděna zanořením tenké jehly do svalu. Její tloušťka je srovnatelná s inzulinovou jehlou. Při vyšetření můžete pocítit lehké píchnutí podobné jako při vpichu injekce do svalu. Tato procedura je spojena s minimálním rizikem krvácení či zanesení infekce, jelikož používané jehly jsou sterilní. Změnou polohy jehly ve svaly je vyhledávána optimální pozice pro záznam akčních potenciálů. Jehlové elektrody se používají jak při nativní elektromyografii, tak při studiích vedení periferními nervy. Jehlová EMG není vhodná pro aplikaci při sportovním výkonu. Vpichem jehly dochází k nebolestivé nebo bolestivé nocicepci, která ovlivňuje aktivaci svalu a zkresluje tak celkový výsledek. Navíc jsou sportovci velmi senzitivními jedinci, kteří velice negativně prožívají porušení integrity těla jehlovou elektrodou (Tlapáková, 1981).

4.1.3 Povrchová elektromyografie

U povrchové EMG prochází akční potenciál přes přilehlé svalové tkáně, tuk a kůži, na jejímž povrchu je detekován. EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken. Tento způsob povrchové EMG umožňuje snímat celkovou elektrickou aktivitu dostatečně velkých motorických jednotek (Svatoš, 1998). Při bipolární registraci se registruje rozdíl napětí na elektrodách (od unipolární registrace se upouští) (Tlapáková, 1981). Elektrody se skládají z kruhových nebo pravoúhlých destiček, které mohou být ze stříbra, cínu,

nerezové oceli (Goor el ul., 1984) nebo mohou být potaženy vrstvou chloridu stříbrného (Svatoš, 1998).

Elektrody mají různou velikost dle svalu, z něž je elektrická aktivita snímána, čím menší sval, tím menší mají být elektrody a tím blíže k sobě je nutné je umístit. Oblast záznamu je určena vzdáleností mezi elektrodami. Existují určité pohledy na umístění elektrod. Platí zásada, že elektrody se mají umístit na bříško svalu, daleko od jeho konců (Tlapáková, 1981), v jeho střední linii s detekčním povrchem orientovaným kolmo k průběhu svalových vláken (De Luca, 1993). Basmajian a De Luca (1985) navrhuje umístit elektrody mezi střed inervační zóny a distální šlachy, což odpovídá umístění na distálním svalovém bříšku. Další navrhuje umístění elektrod na střed svalového bříška (Nilsson a kol., 1985; Zuniga, Truong, Simons, 1969). Kramer, Kuchler a Brauer (1972) doporučují umístění podélně na střed svalového bříška. Karas a Otáhal (1991) upozorňují na problém umístění snímacích bodů, kdy je těžké je přesně geometricky a funkčně definovat.

Měly by však splňovat tyto obtížné podmínky:

1. Možnost přenosu těchto bodů z jednoho člověka na druhého při zachování úrovně jejich funkční reprezentativnosti
2. Možnost postihovat z těchto bodů u různých osob jednotným způsobem mechanickou aktivitu sledovaného svalu

Lokalizace elektrod je věcí zkušenosti a odborného vzdělání. Pro přehled a ilustraci, jak byly jednotlivé elektrody lokalizovány, nám posloužila kniha *Myofascial pain and Dysfunction: the triggerpoint manual* (Travell, Simons, 1999).

Optimální umístění elektrod je paralelně s průběhem svalových vláken vyšetřovaného svalu. Vzdálenost mezi středy elektrod (tzv. IED - interelectrode distance) by neměla být větší než 20 mm. Pokud jsou měřeny svaly menší, vzdálenost by neměla přesáhnout $\frac{1}{4}$ délky svalu. Elektrody mohou mít od 1 mm² až po několik cm². V evropských zemích je doporučováno použití elektrod průměru 10 mm. Tvar elektrody není standardizován (Stegeman, Hermens, 2011).

Při snímání je používána uzemňovací elektroda. Frekvence, s níž pracují motorické jednotky (MJ), jsou důležitým ukazatelem úrovně kontrakce. Motorická jednotka je nejmenší funkční jednotka sloužící k popsání nervové kontroly procesu svalové kontrakce. Při zvětšování síly kontrakce se zvyšuje frekvence stahů jednotlivých MJ. EMG záznam, získaný pomocí povrchových elektrod, obsahuje

výsledný zápis interferenční činnosti mnoha MJ. Zesílení EMG zesilovače není stejné pro všechny amplitudy vstupního signálu. Při vyšších amplitudách dochází k přebuzení zesilovačů, které amplitudu deformuje (saturace). Tím je poměrně významně zkreslen obraz průběhu napětí na snímacích elektrodách a získaná data jsou bezcenná. Tato chyba se může projevit především při integraci EMG.

Zabránění všem odchylkám od základní klidové křivky EMG nemajícím původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu je velmi obtížné. Odchytky mohou vznikat elektrickými rušivými vlivy přicházejícími z okolí a mechanickými vlivy, které mají svůj původ v proměnné velikosti přechodového odporu mezi elektrodou a kůží. Velký vliv mohou mít zejména při unipolární registraci artefakty vzniklé záznamem napětí z jiného svalu, která se projeví tzv. "stíny" s frekvenční věrností ale menší amplitudou. Včasná identifikace těchto artefaktů je nutná pro získání věrného záznamu.

4.1.4 Elektrody

Dělení elektrod podle konstrukčního typu na povrchové a jehlové:

Povrchové elektrody: Používají se při měření rychlosti vedení nervem, reflexologických a kineziologických studiích. Obvykle se jedná o menší kovové disky, které se fixují na odmaštěnou kůži. Nejsou vhodné pro vyšetření akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek, protože zachycují potenciály z větší plochy, takže se zaznamenává aktivita z více MJ. Vstupní odpor by měl být při upevnění co nejmenší (Konrad, 2005).

Elektrody pro SEMG byly velmi často používány různými výzkumníky (Elliot, Blanksby, 1979; Mann, Hagy, 1980a; Mann, Hagy, 1980b; MacIntyre, Robertson, 1987; Nilsson, Thorstensson, Halbertsma, 1985, Čoh, Peharec, Bačić, 2008; Pinnington, Lloyd, Besier, Dawson, 2005; Hottenrott, Neumann, 2002).

Při použití povrchových elektrod se může velmi značně oslabit signál důsledkem podkožního tuku. Při měření atletů s vyrýsovanou muskulaturní postavou a s nízkou hodnotou tělesného tuku, což odpovídá většině sprinterů, je záznam povrchové elektromyografie velice dobrý (Cavanagh, 1990).

Dělení elektrod podle účelu použití:

Registrační elektrody: Mohou být jehlové i povrchové. Aktivní elektroda snímá elektrickou aktivitu a je umístěna nad bříškem zkoumaného svalu. Výsledný EMG signál je rozdílem napětí mezi aktivní a referenční elektrodou. Referenční elektroda by měla mít průměr alespoň 1 cm a je umístěna na elektricky neovlivněném

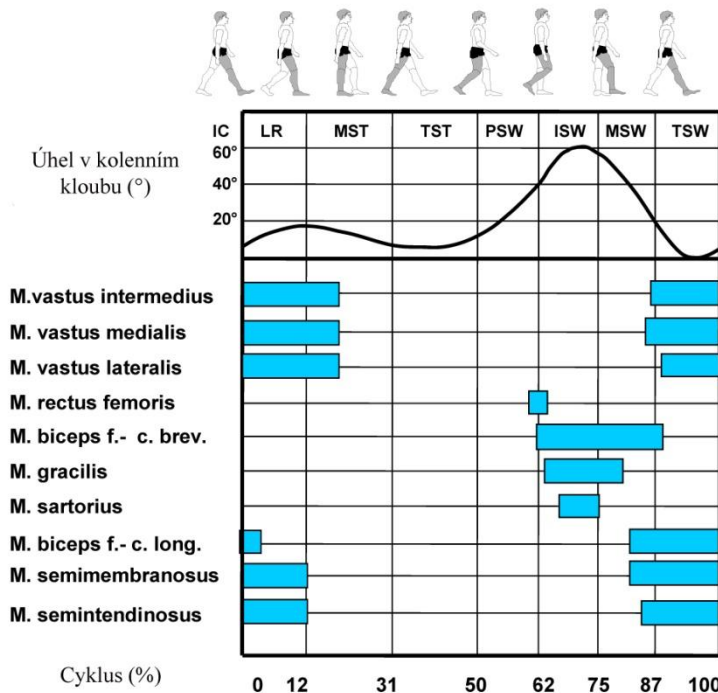
místě jako jsou klouby, oblasti kostí, processus spinosus, christa iliaca, holenní kost apod. Místo se musí upravit stejně jako u ostatních elektrod (Konrad, 2005).

Stimulační elektrody: Jsou speciálně uzpůsobené pro vyvolání stimulace.

Zemní elektrody: Jsou povrchové, obvykle ve formě fixovatelné páskové elektrody.

4.2 Využití a limity SEMG pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky

SEMG je vhodným prostředkem pro kineziologickou analýzu lidského pohybu.



Z hlediska funkční a zátěžové diagnostiky ji lze použít při měření reakce na daný podnět. Při sledování komplexních pohybových projevů je výhodnější se zaměřit na časovou souvztažnost aktivací jednotlivých svalových skupin. Sledování cyklických, lokomočních pohybových projevů je běžné (Zwieck, Kollmitzer, 1994).

Obrázek 4.1 On/off časové vzory pro svaly stehna. Modré obdélníky znázorňují kdy je sval aktivní (Konrad, 2005)

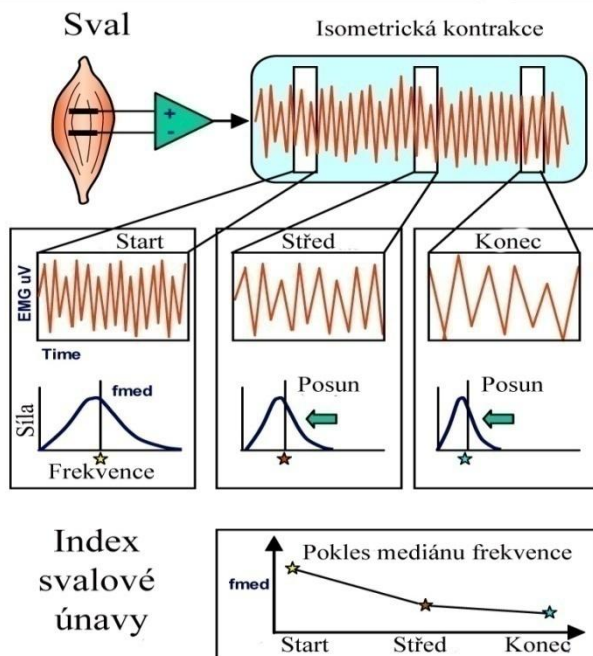
Existuje primárně

5 hlavních otázek, na

které EMG může velmi precizně odpovědět: 1. Je sval aktivní? 2. Je sval více či méně aktivní? 3. Kdy je sval aktivován/deaktivován? 4. Jak moc je sval aktivován? 5. Unavuje se sval?

Při první otázce můžeme odpovědět ano nebo ne. Lze na ní odpovědět pozorováním EMG křivky, přičemž se musí brát v úvahu, že jakýkoli šum EMG křivky nesmí být posouzen jako zvýšená aktivita svalu. Při odpovědi na druhou otázku musíme mít minimálně dvoje data, abychom mohli srovnat, zdali byl sval více či méně aktivní vzhledem k ostatním záznamům. Odpověď získává kvantitativní charakter pouze, je-li získána v rámci jednoho subjektu a jednoho svalu bez přelepování elektrod mezi pokusy. Na třetí otázku odpovídáme podle stanovení prahu a určení, kdy je sval

aktivován a kdy deaktivován. Používaným prvkem je grafické vyjádření aktivity svalů (obrázek 4.1). Čtvrtá otázka nemůže být zodpovězena podle originální hodnoty v mikrovoltech, protože originální elektrická svalová aktivita je ovlivněna místními



Obrázek 4.2 Schématická ilustrace frekvenčního posunu směrem k nižším frekvencím a výpočet indexu svalové únavy (Konrad, 2005)

podmínkami detekce, které se velice mění. Abychom se vyhnuli tomuto problému, přepočítáme hodnotu na procenta k jisté referenční hodnotě, nejlépe k maximální aktivitě daného svalu během isometrické kontrakce (koncept MVC). Na pátou otázku můžeme odpovědět pouze při isometrické kontrakci, kdy se časem při naboru motorických jednotek zvyšuje amplituda, zatímco průměr frekvence nebo medián frekvence frekvenčního spektra vykazuje pokles (krom jiného klesá rychlost vedení akčního potenciálu na svalové membráně). To způsobuje posun celkového spektra k nižším frekvencím (obrázek 4.2). Koeficient regrese mediánu nebo průměru frekvence směrem k nižším frekvencím může být použit jako neinvazivní index únavy pro zkoumaný sval. Studie lokální svalové únavy má dvě významná využití. Za prvé je možné identifikovat slabé svaly a za druhé je možné dokázat efektivitu silového tréninku na konkrétní sval. Některé analýzy ukazují jiné zjištění. Pokles amplitudy, tento fenomén je v literatuře zmiňován o mnoho méně a vysvětluje se tím, že svalová aktivita migruje mezi synergisty nebo je redukována koaktivace mezi antagonisty (Konrad, 2005).

Počet zapojení motorických jednotek a jejich frekvence vzruchu determinují elektrickou aktivitu ve svalu a zároveň to jsou faktory, které determinují svalovou sílu. A tak je očekáván přímý vztah mezi EMG a produkovanou silou. Při jistých experimentálních podmínkách může být tento vztah demonstrován při vyhlazení (upravení) záznamu nebo integrovaného EMG (iEMG). Reprodukovatelnost EMG

záznamu je pozoruhodně vysoká, test-retest korelace se pohybuje mezi 0,97 – 0,99 (Merletti, Parker, 2004).

4.2.1 Sledování funkce svalů v čase

Jedná se obvykle o pozorování posloupnosti zapojení vybraných svalů v dané pohybové činnosti. Je pozorován začátek, průběh a konec aktivity. Studie řeší otázky použití konkrétních synergií za různých okolností (např. ve sportu, terapii, u zdravé populace i u konkrétních patologických stavů), rychlosti reakce na daný podnět apod. K běžným patří pozorování stereotypu cyklických aktivit jako chůze (Winter, 1990, Zwiack, 1994), jízda na bicyklovém ergometru (Dietz, 1994) apod.

Zvláštním případem je sledování „timingů“ v souvislosti s nástupem síly. Mezi elektrickou aktivitou a mechanickou odpovědí dochází ke zpoždění. De Luca (1993) rozlišuje tzv. fyziologický charakter zpoždění, jehož příčinou je stavba a složení svalu a zpoždění na základě vedení a šíření elektrického potenciálu. Mezi faktory ovlivňující tzv. fyziologické zpoždění patří především: převaha typu vláken ve složení svalu, rychlost pálení motorické jednotky, viskoelastické vlastnosti svalu a šlachových tkání apod.

4.2.2 Sledování velikosti aktivace svalů

Studie, jak uvádí Rodová a kol. (2001) sledují míru aktivace svalů hodnotící elektromyogram zejména pomocí kvantifikace amplitudy signálu (příp. spektrálního výkonu). Velikost amplitudy je odrazem nejen množství aktivovaných motorických jednotek a synchronizace pálení. Značně je ovlivněna řadou vnitřních (prostorovou filtrací) a vnějších faktorů (elektrodovou konfigurací, lokalizací a orientací), které je nutno respektovat a ošetřit při návrhu experimentu.

EMG signál umožňuje zjistit, zda je sval aktivní, či nikoli, popř. míru svalové aktivity. Jsou pozorovány kontrakce volní i mimovolní, případně vyvolané elektrickou stimulací. Změna ve velikosti amplitudy je pozorována při hodnocení např. se vztahem k síle.

Při komparaci EMG signálu se silou je vztah pouze kvalitativní (tzn., z kvantitativního hlediska se nejedná o linearitu). Se zvyšující se rychlostí kontrakce a velikosti síly dochází ke zvýšení amplitudy EMG signálu. Nelze však přesně vyjádřit velikost změny, protože velikost výsledné síly je dána nejen silou detekovaného aktivního svalu, ale i velikostí pasivních sil (tření v kloubu, odporových sil vazů,

kloubního pouzdra, kůže, stlačováním a protahováním interartikulárních svalů apod.) (Karas a kol., 1972).

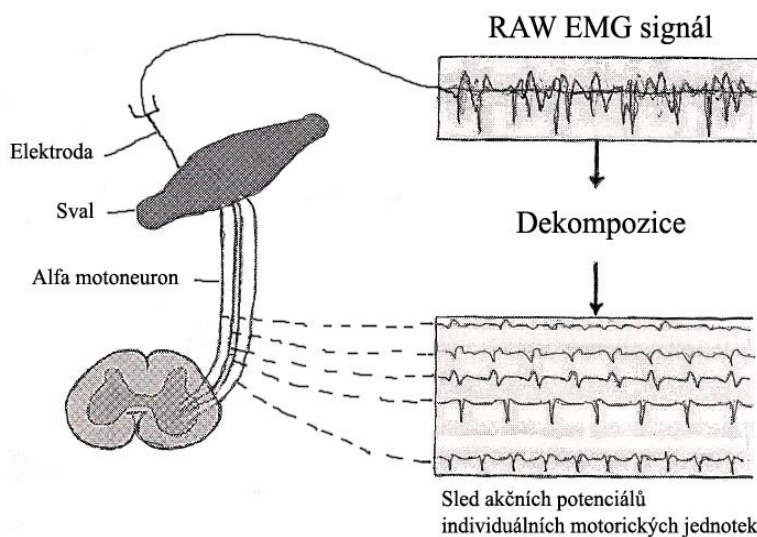
De Luca (1993) shrnuje praktická doporučení pro aplikaci SEMG ve vztahu k silovým charakteristikám. Pro vyšetření je vhodná izometrická kontrakce s omezením silových příspěvků jiných svalů. Pro nezbytnost analýzy za anizometrických podmínek se doporučuje použít kontrakce s nejnižší rychlostí, u cyklických aktivit vybrat data z relativně „fixované“ části cyklu a výsledky stanovit obezřetně.

Nalézáme rozdíly v aktivitě svalů při běhu na různých površích. I když se nám může zdát, že běh na měkkém povrchu jako je tráva nebo písek šetří klouby, opak je pravdou. Svaly jsou v tuto chvíli zapojovány ve větší míře, než při běhu na tvrdém povrchu (Pinnington a kol., 2005).

4.3 Elektrická aktivita činného svalu – akční potenciál (AP)

AP vzniká, přestoupí-li depolarizační proud (vzruch) potenciál na úrovni prahu a vyvolá otevření kanálů Na^+ , které vede ke zvýšení "pozitivity" uvnitř buňky a k postupnému rozvoji AP (Dufek, 1995, Konrad, 2005).

Je-li sval volně aktivován, šíří se akční potenciál vznikající v motorickém



kortexu v mozku pyramidovou drahou k buňkám předních rohů míšních, kde je předáván motoneuronům. Z motoneuronů je AP veden všemi jeho větvemi k jednotlivým svalovým vláknům a dále se šíří po jejich membránách, tak je získán EMG záznam, který se následně rozloží k dosažení MUAP (obrázek 4.3).

Obrázek 4.3 EMG signál a dekompozice sledu akčních potenciálů individuálních motorických jednotek (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006)

Vzrušení, jdoucí přes motorické nervy,

dosahuje různé motorické jednotky v jiném okamžiku, takže se nekontrahují současně,

ale střídavě - asynchronně. Jejich kontrakce však na sebe navazují. Kontrakce každého svalového vlákna příslušného určité vzrušené MJ je děj jednorázový. Každý nervový vzruch vyvolá po uplynutí latentní doby pouze jednu kontrakční vlnu, běžící po vláknu od inervačního místa za vlnou vzrušivou (s určitým fázovým posunem). Rychlosti vzrušivé a kontrakční vlny mohou být u jednotlivých vláken značně rozdílné. Vznik kontrakční vlny vlákna je signalizován AP. První známky mechanické reakce spadají u kosterního svalu do sestupné části AP (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006).

Vzrušení svalového vlákna podléhá ve většině případů známému zákonu "vše nebo nic". Nemusí tomu tak být úplně vždy. Je-li do svalového vlákna přivedeno více podprahových impulsů, může vzniknout AP jejich sumací (Dufek, 1995, Konrad, 2005).

U SEMG prochází AP přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány.

Elektrická aktivita (EA) svalu využívá pro posuzování mechanické aktivity možnost relativního sdružení registrovaných elektrických signálů s veličinami, které popisují mechanický efekt kontrakce. Možnost přiřazení může v některých dostatečně jistých případech vést až k náhradě. Obecně je ale přiřazení EA k hodnotám mechanickým znesnadněno řadou vlivů.

V současné době se zdokonaluje metodika sledování rychlosti vedení AP na svalovém vláknu pomocí multielektrodového snímání, tzv. MFCV (muscle fibre conduction velocity). Elektrody se aplikují v průběhu svalových vláken. Rychlost vedení AP na svalovém vláknu je parametr popisující rychlost šíření AP po membráně svalového vlákna. MFCV se pohybuje u zdravého jedince mezi 3-5 m/s (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009).

4.4 Artefakty

Nezanedbatelným problémem při SEMG je častý výskyt artefaktů. Artefaktem je možno rozumět všechny odchylky od základní klidové křivky EMG, které nemají původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu (Karas, Otáhal, 1991). Existuje mnoho příčin jejich výskytu:

1. Elektrodivý šum vzniká na kontaktu elektrody a gelu či gelu a kůže polarizací elektrody. Proto se elektrody vyrábí z inertních kovů, tedy materiálů, které jen nepatrně polarizují (např. chlorid stříbrný - AgCl). Šum narůstá se zmenšujícím se povrchem elektrody. K odstranění je nutno doplnit gel, odmastit kůži a odstranit zrohovatělou epidermis

2. Zesilovačový šum je z různých složek zesilovače. Je vysokofrekvenční a projeví se ztluštěním bazální linie
3. Porucha uzemnění nastane při použití vadné či suché zemnicí elektrody či při jejím nevhodném umístění. Dochází k elektromagnetické interferenci se střídavým síťovým proudem, objevují se pravidelné vlny o frekvenci 50 Hz
4. Pohybové artefakty jsou dané skluzem elektrody po povrchu kůže, vznikají buď na rozhraní gel-kov nebo gel-kůže. Dochází ke změně impedance mezi elektrodou a kůží. Otíráním vzniká na elektrodě elektrostatický náboj měnící podmínky snímání potenciálů
5. Pocení také mění impedanci na rozhraní kůže-gel. Projeví se nestálou bazální linií s četnými artefaciálními vlnami (Dufek, 1995)
6. Tzv. crosstalk je definován jako ovlivnění EMG signálu elektrickou aktivitou vedlejšího svalu. Je známo, že velikost crosstalku závisí na tloušťce podkožní vrstvy (Solomonov a kol., 1994) a detekčním systému (De Luca, Merletti, 1998)
7. Jakékoli elektronické zařízení generuje šum. Tento šum nemůže být eliminován, nýbrž pouze redukován použitím vysokokvalitních elektronických komponent (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006)

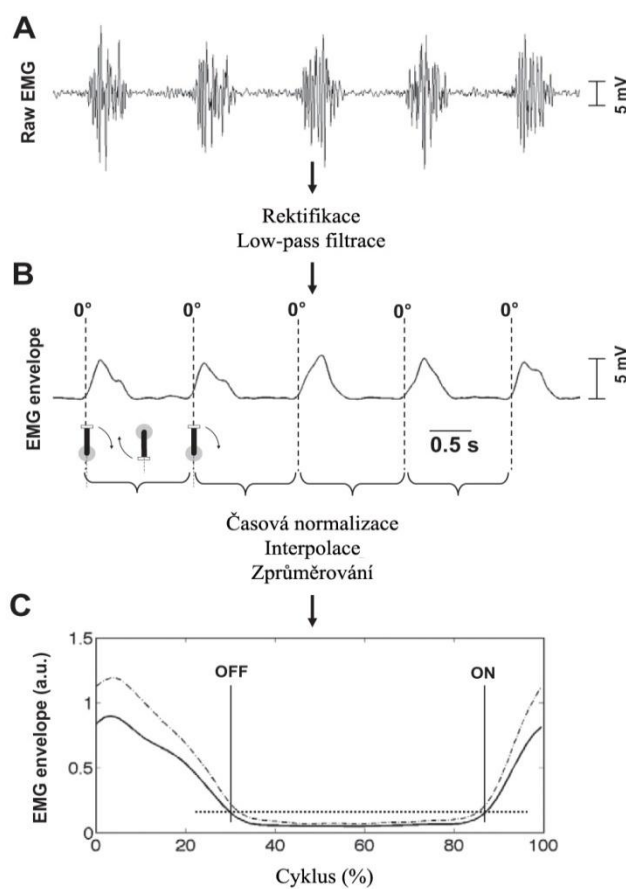
4.5 Převod EMG signálu do číslicového tvaru

Původní naměřený signál – analogový signál – je spojitý a naměřený v μV . Tento signál musíme převést do tzv. diskrétního signálu neboli digitalizovaného výsledného signálu, přičemž musí být filtrován s ohledem na zvolení minimální nutné vzorkovací frekvence. Vlastní proces digitalizace probíhá prostřednictvím analogově/digitálního převodníku. Původní spojitý elektrický biosignál je převeden na diskrétní posloupnost vzorků signálu, vybraných v pravidelných časových intervalech (Krajča, Petránek, 1995; Mohylová, Krajča, 2004). 12 bitový analogově/digitální převodník může oddělit rozsah napětí vstupu signálu do 4095 intervalů ($2^{12} = 4096$ stupňů = 4095 intervalů). To dostačuje pro většinu kineziologických nastavení. Velmi malé signály mohou potřebovat vyšší zesílení k dosažení lepšího rozlišení amplitudy (Konrad, 2005). Velmi důležitým okamžikem je však výběr optimální vzorkovací frekvence. Pokud je příliš nízká, tak dochází k jevu nazývanému „aliasing“, tj. k maskování vyšších frekvencí jako nižší frekvence, které je způsobeno podvzorkováním. Pokud je příliš vysoká, tak neúměrně zatěžuje paměť počítače. Řešení problému přinesl Nyquistův teorém, který definuje minimální nutnou vzorkovací

frekvenci jako alespoň dvojnásobnou k nejvyšší frekvenci obsažené v naměřeném signálu. Tuto nejvyšší frekvenci signálu určujeme, před převodem analogového signálu do diskrétního, nastavením pásmové propustnosti prostřednictvím analogových filtrů. V případě SEMG je obvykle pásmová propust 5-500 Hz, nejvyšší obsažená frekvence v signálu je 500 Hz a vzorkovací frekvence musí být minimálně dvojnásobná, alespoň tedy 1000 Hz (Pánek, Pavlů, Čermusová, 2009; Konrad, 2005).

4.6 Zpracování a analýza EMG signálu

Signál, který je nefiltrovaný a nezpracovaný se nazývá surový nebo raw signál. Surový EMG se pohybuje mezi +/- 5000 μV a typické frekvence jsou v rozsahu 6 až



Graf 4.1 Příklad zpracování signálu povrchové elektromyografie pro studium svalové koordinace (Hug, 2011)

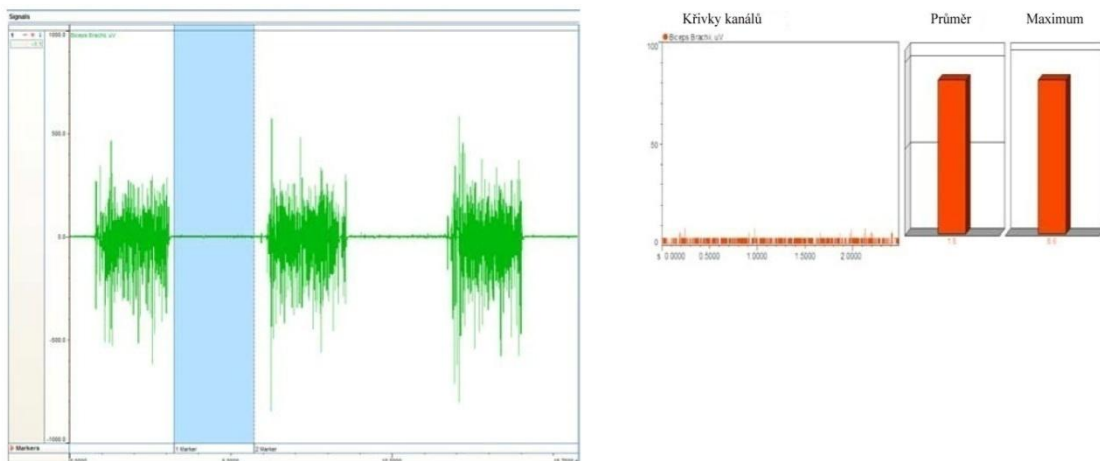
zapotřebí 6-10 cyklů (Bruce a kol., 1977), nicméně většina vědců používá 20-40 cyklů (Murray a kol., 1984; Kadaba a kol., 1985; Hug a kol., 2010). Z tohoto výsledného EMG profilu můžeme získat informace o timingu neboli načasování svalové aktivity, podobě svalové aktivity a úrovni svalové aktivity (Ericson, 1986; Perry, 1992; Hug,

500 Hz, kdy největší frekvenční síla je mezi 20 a 150 Hz (Konrad, 2005). K popsání EMG záznamu může být použita lineární obálka EMG, která je počítačově zpracována rektifikací a použitím tzv. low-pass filtrů. Dále je EMG signál vztažen k určitému pohybu (okamžik dokroku, tlak chodidla na podložku apod.) a čas je normalizován. Reprezentativní vzorek EMG signálu je nakonec dosažen zprůměrováním lineární obálky EMG určitého počtu po sobě jdoucích cyklů (při cyklickém pohybu), (Shiavi a kol., 1981; Hug, Dorel, 2009; Hug a kol., 2010). Postup zpracování nalezneme na grafu 4.1. K dosažení reprezentativního vzorku je

Dorel, 2009). Technicky vzato je nejjednodušší měření průměrné hodnoty EMG aktivity během cyklu nebo během periody svalové aktivity. Hodnocení pouze tohoto parametru může způsobit ztrátu relevantních informací např. o svalové funkci (Perry, 1992). EMG profily, onset a offset časy (časy, kdy začíná a končí aktivita svalu, se stanovují určením překročení tzv. prahu v procentech vzhledem k maximu během cyklu) svalové kontrakce jsou všeobecně používány k identifikaci změn svalové koordinace.

Zpracování a analýza EMG signálu je ovlivněna následujícími fenomény:

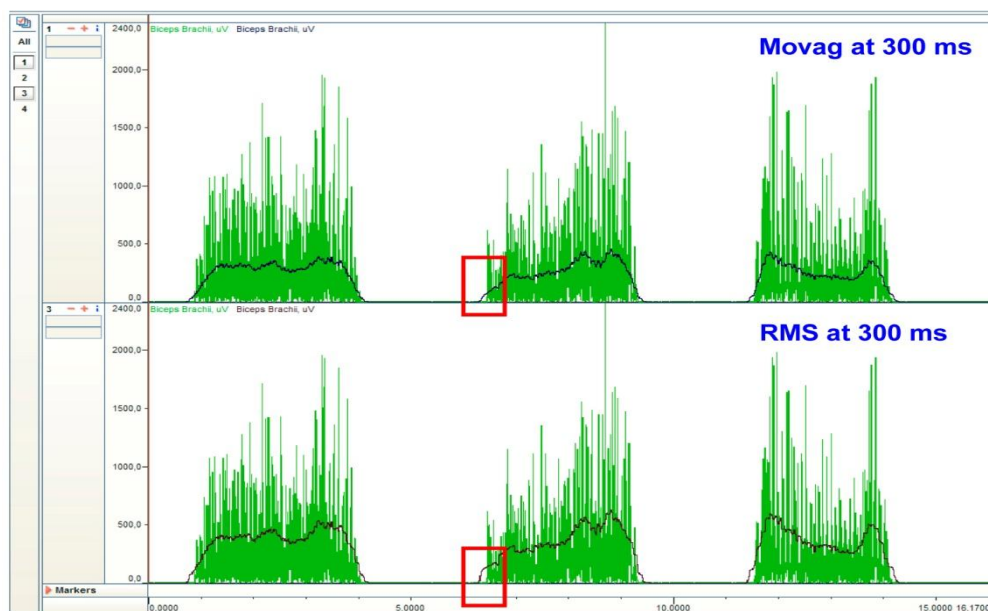
Kontrola kvality surového EMG základní klidové křivky: Zesilovač nesmí zaznamenat signál vyšší než několik μV (graf 4.2). Následuje zkoumání tří hlavních faktorů: *Šum základní klidové křivky:* Objevují se náhodilé záznamy, ale neměly by přesáhnout 10-15 μV . Průměrný stupeň šumu (průměrná hodnota surového rektifikovaného záznamu o délce 5 s) by měl být mezi 1-3,5 μV (Konrad, 2005). *Offset základní klidové křivky:* Může se ale stát, že základní klidová křivka je posunuta od hodnoty 0 (graf 4.2), nativní EMG data musí být tedy offsetována, aby splňovala předpoklad, že EMG signál je střídavý signál oscilující stejnou vahou do kladných i záporných hodnot. *Posuny základní klidové křivky:* Křivka před a po každé kontrakci musí zůstat na hodnotě 0.



Graf 4.2 Vizualní a numerické vyhodnocení kvality základní klidové EMG křivky (Konrad, 2005)

Rektifikace: Vytvoření absolutních hodnot ze všech registrovaných amplitud (graf 4.1).

Vyhazení amplitudy EMG: Nereproduktibilní části se signálu minimalizují aplikací digitálního vyhlazovacího algoritmu, který nastíní průměrný trend vývoje signálu. Jsou používány 2 algoritmy: tzv. Movag (moving average) a RMS (root mean



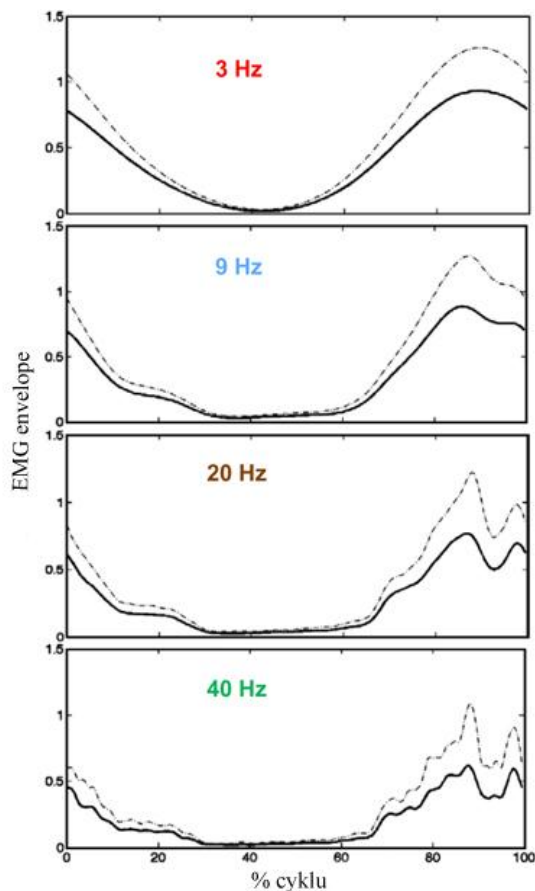
Graf 4.3 Porovnání dvou vyhlazovacích algoritmů při použití stejné šířky okna (Konrad, 2005)

square) (graf 4.3). Oba algoritmy počítají s určitým časovým oknem, které se v kineziologii pohybuje mezi 20 ms (rychlé pohyby jako skoky, reflexní pohyby) a 500 ms (pomalé nebo statické pohyby). Hodnota, která se osvědčuje nejvíce při většině podmínek je mezi 50 a 100 ms. Vyšší zvolená hodnota znamená vyšší riziko fázového posunu při kontrakcích (Konrad, 2005).

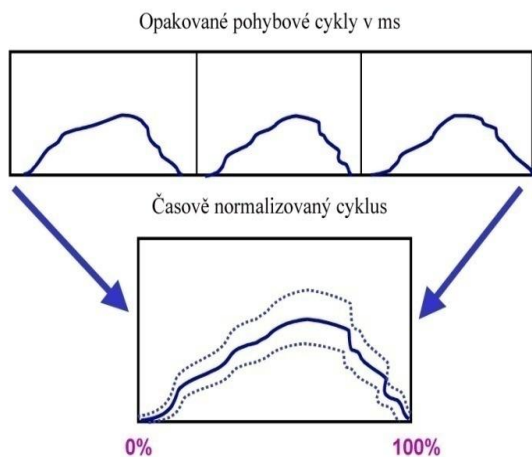
Filttrace: Odfiltrování frekvencí nižších než 20Hz a vyšších než 500Hz – pomocí dvoupásmového filtru. Dále je nutné odfiltrovat frekvenci střídavého elektrického napětí (50Hz Evropa, 60Hz USA). V určitých situacích je možné využití jistých low-pass filtrů (např. Butterworth druhého nebo vyššího řádu), které minimalizují fázové posuny.

Vyhazení lineární obálky EMG: Ve výzkumu bylo použito mnoho low-pass filtrů, od 3 Hz do 40 Hz, které mají vliv na tvar EMG křivky (graf 4.4). Kamen a Gabriel (2010) doporučují, aby byl low-pass filtr nastaven tak, aby bylo zachováno 95 % celkové síly uvažovaného pohybu. Shiavi a kol. (1998) ukázali, že při průměrování 6-10 cyklů, jako např. pro analýzy běhu rychlostí 1,8 m/s, je zapotřebí filtrů s minimální

cut-off frekvencí 9 Hz. Low-pass filtry je nutné uvažovat vzhledem k rychlosti pohybu,



Graf 4.4 Individuální příklad vlivu low-pass filtrů (Hug, 2011)

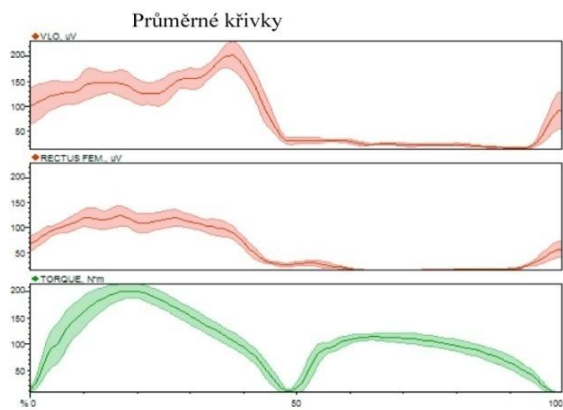


Graf 4.5 Vytvoření průměrné křivky do časově normalizovaného úseku 0 až 100 % (Konrad, 2005)

filtr s cut-off frekvencí 9 Hz se použije při rychlosti pohybu 1,8 Hz, naopak u pádlování rychlostí 60 temp za minutu (frekvence 1 Hz) se použije filtr s cut-off frekvencí 5 Hz. Při běhu rychlostí cca 8 m/s uvažujeme o požití filtru s cut-off frekvencí kolem 40 Hz.

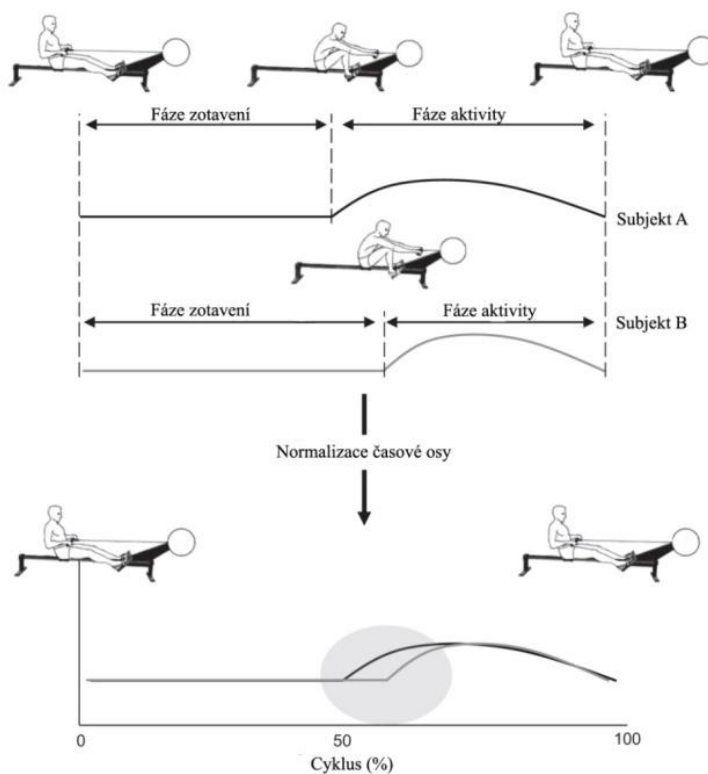
Normalizace časové osy: Všeobecně se používá při normalizaci 100-400 bodů v závislosti na době trvání cyklu (Shiavi, Green, 1983). Ke srovnání EMG vzorů intra nebo interindividuálně je nezbytné používat časovou normalizaci. Běžně používaná metoda časové normalizace je ta, kde se časová osa převede do osy, která reprezentuje počet % konkrétního cyklu (Winter, Yack, 1987; Shiavi a kol, 1998; Hug a kol. 2010) (graf 4.4). Nicméně tato metoda zanedbává inter a intraindividuální rozdíly v kinematice, tudíž v délce trvání jednotlivých fází (obrázek 4.4). Standardně je při normalizaci zobrazena plus/mínus jedna směrodatná odchylka pro ukázání variability mezi opakováními (graf 4.5).

Normalizace EMG amplitudy: Díky různým vlivům (artefakty, jednotlivé subjekty) se používá normalizace k referenční hodnotě, například k maximální volní kontrakci (MVC – maximum voluntary contraction). Hlavním efektem normalizace je, že je eliminován vliv podmínek detekce a data jsou převedena z μV na %. Je nutné pochopit, že normalizace amplitudy nemění tvar EMG křivek, pouze jejich hodnoty na ose Y. Jakákoli informace o



Graf 4.6 Příklad průměrných křivek se směřodátnými odchylkami, červená - EMG, zelená - točivý moment (Konrad, 2005)

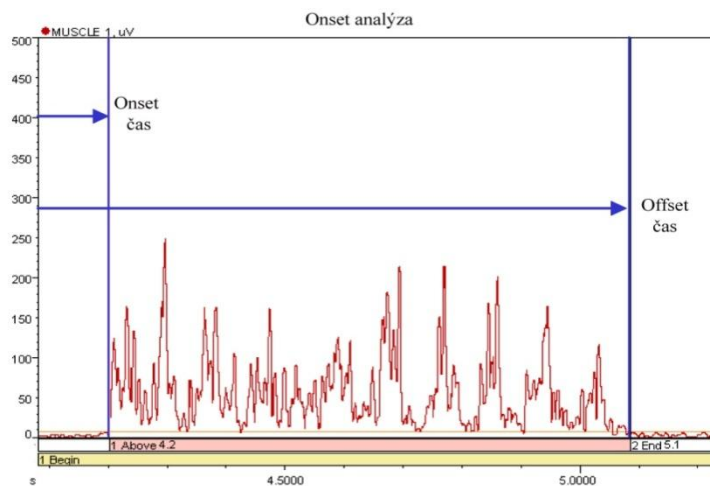
stupni svalové aktivace je rozhodující pro porovnání svalové aktivity mezi různými svaly a mezi různými subjekty. Pro tento záměr doporučilo EMG normalizaci mnoho autorů (Winter, Brookes, 1991; Soderberg, Knutson, 2000). Ve většině případů je EMG aktivita vyjádřena relativně vzhledem k předešlému krátkému záznamu isometrické maximální volní kontrakce při neměnné délce svalu (Dubo a kol., 1976; Arsenault a kol., 1986).



Obrázek 4.4 Umělý rozdíl mezi dvěma subjekty způsobený normalizací časové osy v procentech cyklu (Hug, 2011)

Průměrování bez časové normalizace: Pro analýzy charakteristik inervace v rámci excentricko-koncentrického cyklu (doba kontrakce menší než 180 ms) by neměla být používána časová normalizace, jelikož může zničit skutečné časové charakteristiky, které se počítají v několika milisekundách. Alternativní možností je zprůměrování fixní doby před a po určité události jako je kontakt s podložkou nebo první změna úhlu na plošině měřící svalovou odpověď na náhlou pronaci/supinaci v kotníku (Konrad, 2005).

Timing svalové aktivity: Hodnota EMG prahu je vybrána fixně mezi 15-25 % hodnoty EMG vrcholu nebo jako 1, 2 nebo 3 standardní odchylky za průměrem



Graf 4.7 Ilustrace onset a offset časové periody, jsou aplikována kritéria prahu k determinaci EMG onset času (Konrad, 2005)

je použito v onset periodě (graf 4.7).

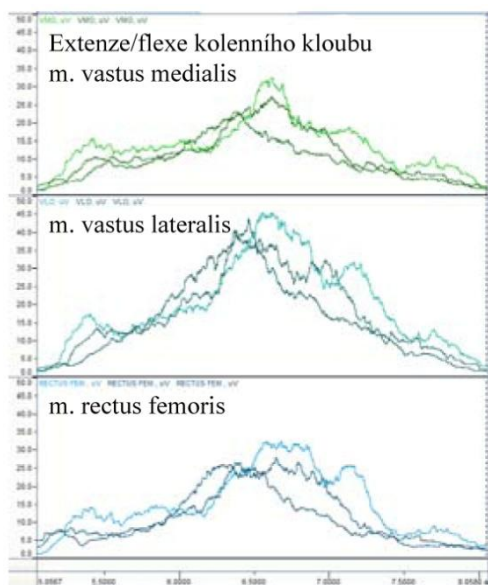
Další možností, jak stanovit práh je pomocí lokálního vrcholu. Aktivace svalu se určuje po dosažení určitého procenta z vrcholu EMG křivky, obvykle mezi 15 a 25 %. Toto stanovení je nezávislé na charakteristice základní klidové křivky. Další alternativou je definovat práh podle hodnoty v mikrovoltech nebo podle procent MVC (Konrad, 2005).

Další faktory ovlivňující interpretaci EMG signálu:

Variabilita EMG signálu: Dokonce i při vysoce standardizovaných pohybech nebo opakovaných cyklech jako je běh, chůze nebo isokintická flexe či extenze kolene, je možné pozorovat podstatné změny ve vyhlazeném rektifikovaném EMG mezi jednotlivými opakováními (graf 4.8) (Guidetti a kol., 1996). K popsání typických charakteristik pohybu je výhodnější neanalyzovat pouze jeden pokus, ale více opakování (6 až 10, podle obtížnosti a faktoru únavy) a zprůměrovat je do průměrné

základní aktivity (Stauder, 2001), (graf 4.5). Onset/offset detekce a/nebo kroskorelace jsou většinou aplikovány ke zprůměrování EMG signálu (Li, Baum, 2004; Dorel a kol., 2008a; Duc a kol., 2008).

Základní myšlenkou onset hodnot je vypočítat, kolik času potřebuje sval k aktivaci, jak dlouho je aktivní a kolik EMG aktivity



Graf 4.8 Variabilita jednotlivých EMG vzorů při 3 opakováních stejného pohybu (Konrad, 2005)

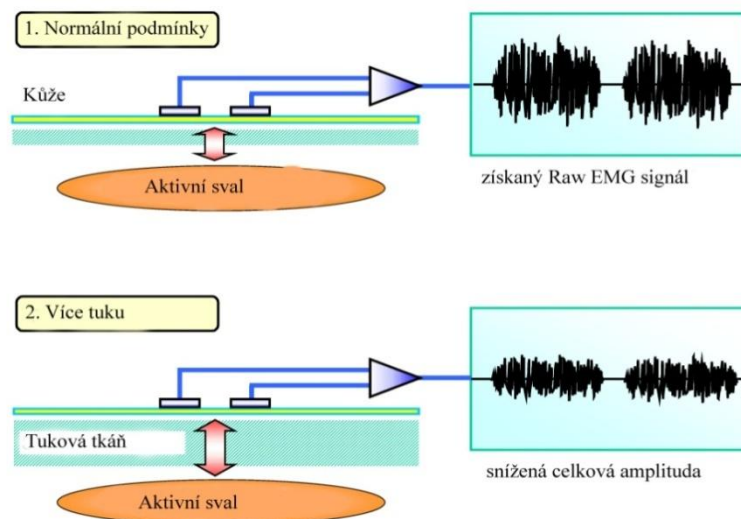
křivky (Konrad, 2005). Přestože mírná variabilita EMG vzorů existuje v různých svalech při měnící se důležitosti, byla zaznamenána dobrá reproduktibilita jak normalizované EMG amplitudy, tak EMG profilů (Laplaud a kol., 2006; Kadaba a kol., 1985; Granata a kol., 2000).

Elektromechanické zpoždění: Změny ve svalové koordinaci jsou často dedukovány ze změn v timingu svalové aktivace (Billaut a kol., 2005; Samozino a kol., 2007). Samozino a kol. (2007) zveřejnili, že svalová aktivace se objevuje dříve při zvýšení frekvence pohybu. Za druhé, Nordez a kol. (2009) ukázali, že polovina elektromechanického zpoždění se

objevuje díky šíření síly po pasivních částech elastických komponentů (šlacha, aponeuróza), kdy je velikost zpoždění závislá na mechanických vlastnostech těchto komponentů. Cavanagh a Komi (1979) uvedli, že se elektromechanické zpoždění pohybuje mezi 41,9 až 77 ms. Definice svalové koordinace podle Prilustkyho (2000) je distribuce svalové aktivace nebo síly mezi individuální svaly za účelem produkce dané kombinace pohybů v kloubech.

Nervosvalová únava: Elektromechanické zpoždění se zvětšuje s únavou (Pääsuke a kol., 1999). Při dřívější svalové aktivaci nemusí únava nutně vyvolat produkci dřívější svalové síly, což nutně nemusí vést ke změně svalové koordinace. Submaximální běžecká cvičení způsobující únavu měla za následek zvýšení poměru EMG/intenzity jako znaku nervosvalové únavy, což znamená dodatečný nábor MJ kvůli kompenzaci snížení síly kontrakce, která se objevuje v unavených svalových vláknech (Edwards, Lippold, 1956), zvýšená frekvence pálení a/nebo synchronizace náboru MJ (Gandevia, 2001), zpomalování rychlosti vedení AP svalových vláken.

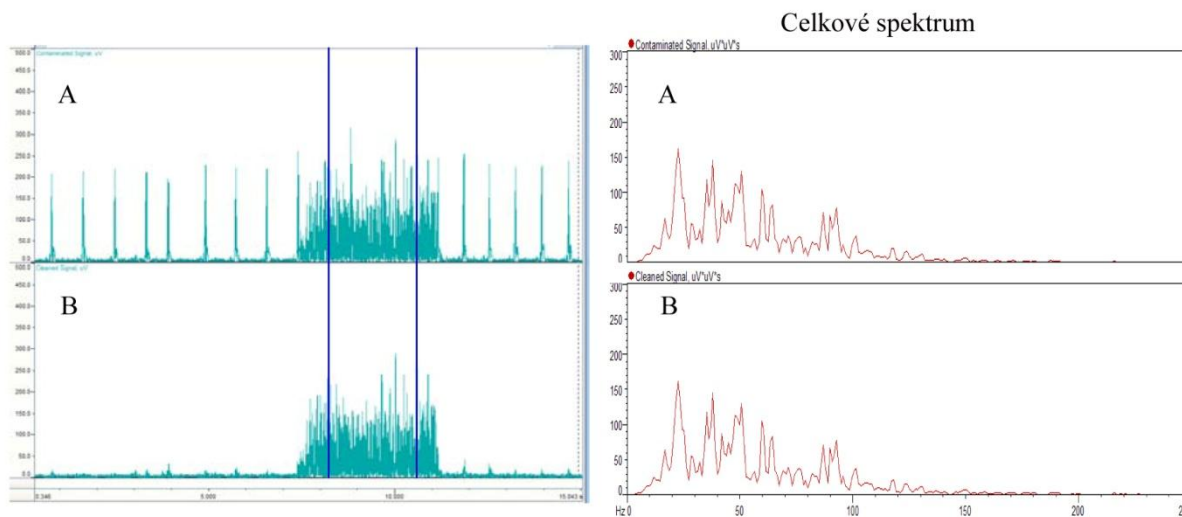
Charakteristika tkáně: Lidské tělo je dobrým elektrickým vodičem, ale bohužel elektrická vodivost se mění s typem tkáně, tloušťkou (obrázek 4.5), fyziologickou změnou a teplotou. Tyto podmínky se mohou velice lišit mezi subjekty (a dokonce i v rámci jednoho subjektu) a nedovolí tak přímé kvantitativní srovnání velikostí EMG parametrů spočítaných na základě nezpracovaného EMG signálu (Konrad, 2005).



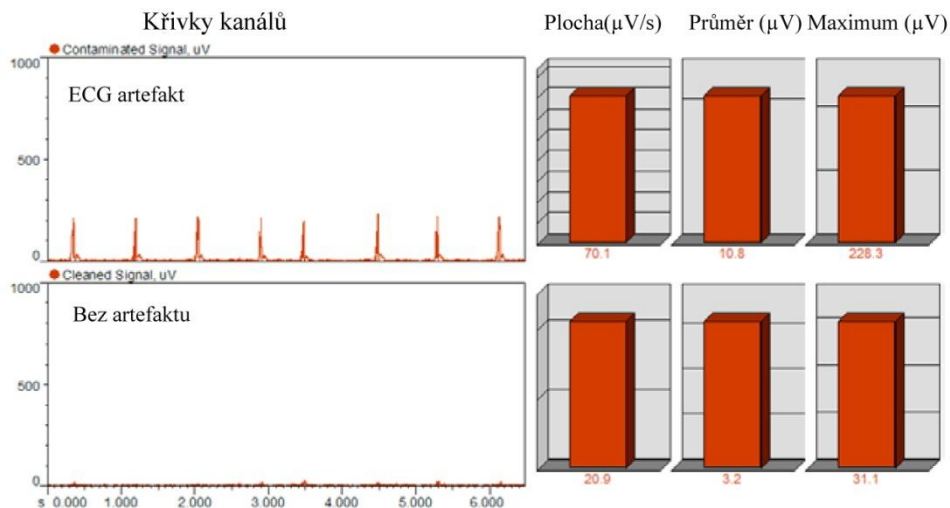
Obrázek 4.5 Vliv různé tloušťky vrstev tkáně pod elektrodami (Konrad, 2005)

Fyziologický crosstalk: Sousedící svaly mohou produkovat významné množství EMG, které nepřekračuje hodnoty 10-15 % celkového obsahu signálu nebo není přítomno vůbec. Ohled musí být brán v případě určitých svalových skupin. Speciálně ECG (electrocardiography)

projevy mohou ovlivnit EMG záznam, především pokud se zkoumá horní polovina trupu nebo svaly ramene.. Mající střed frekvence 80 Hz, zasahují tak do oblasti EMG frekvenčního spektra. Na záznamu jsou tyto projevy jednoduše rozpoznatelné, nicméně jsou již vyvinuté nové algoritmy k jejich eliminaci (graf 4.9), (ECG redukce), které neovlivňují celkové spektrum. Speciálně relaxační studie trpí ECG artefakty a bez odstranění mohou způsobovat značné chyby při výpočtech (graf 4.10), (Konrad, 2005).



Graf 4.9 Příklad ovlivnění EMG záznamu ECG artefaktem (A) a výsledek aplikace ECG redukčních algoritmů (Konrad, 2005)



Graf 4.10 Vypočítané chyby, které jsou ovlivněné ECG artefaktem (při relaxaci) (Konrad, 2005)

Změny v geometrii mezi svalovými bříškami a plochami elektrod: Jakákoli změna vzdálenosti mezi originální polohou a polohou, při které se měří EMG, ovlivňuje záznam. Je to zásadní problém při všech dynamických pohybech, který může být způsoben také vnějším tlakem. Tomuto problému jsou nejvíce vystaveny svaly musculus biceps brachii, musculus vastus medialis a musculus gluteus maximus (Konrad, 2005).

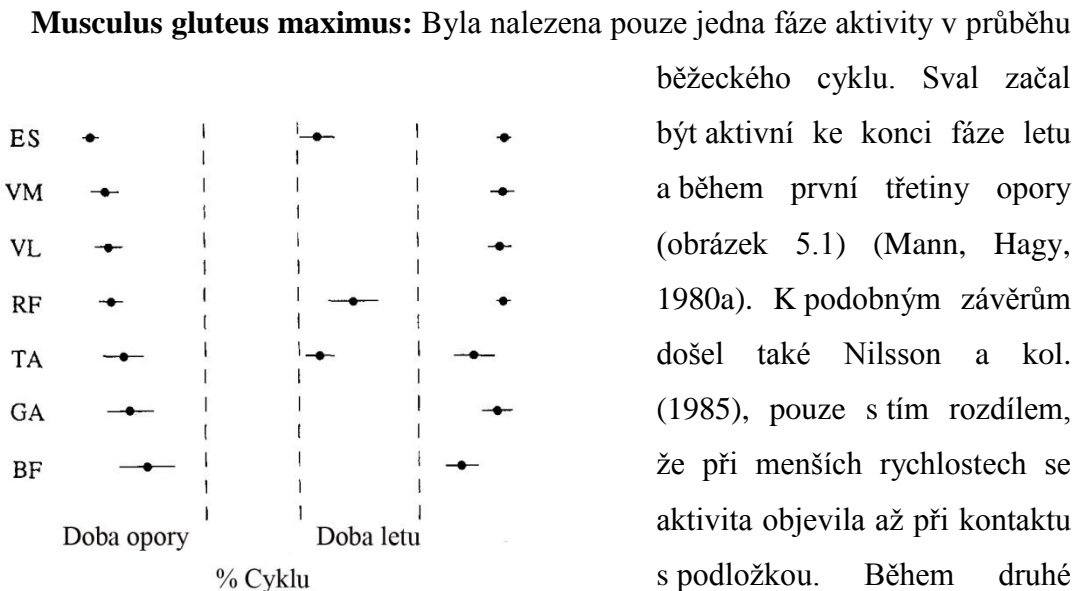
Vnější šum: Speciální pozornost musí být brána ve velmi rušném elektrickém prostředí.

Elektrody a zesilovače:

Výběr a kvalita elektrod a interních zesilovačů může přidat rušivý signál k základní klidové křivce EMG. Interní zesilovače by neměly přesáhnout 5 Vrms (Konrad, 2005).

5 Elektromyografický rozbor běhu

Guidetti, Rivellini, Figura (1996) ve své práci publikovali EMG vrcholy aktivace jednotlivých svalů v rámci jednoho běžeckého cyklu (obrázek 5.1) při rychlosti běhu 4,2 m/s. Jako počátek a konec cyklu stanovili dotek paty s podložkou. Jde o interindividuální srovnání pěti subjektů.

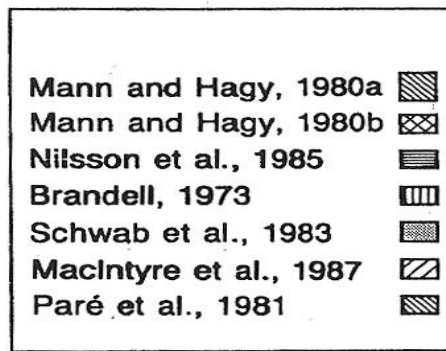
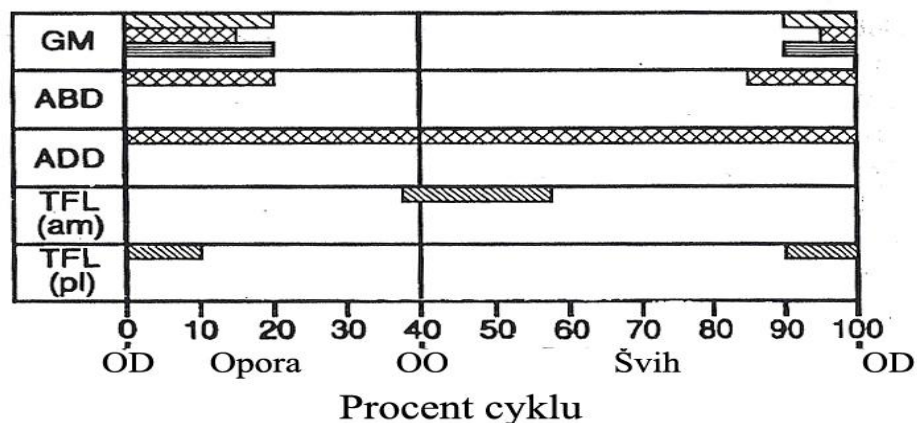


Obrázek 5.1 EMG vrcholy aktivace v rámci běžeckého cyklu pro 5 subjektů (Guidetti, Rivellini, Figura, 1996). ES - m. erector spinae; VM - m. vastus medialis; VL - m. vastus lateralis; RF - m. rectus femoris; TA - m. tibialis anterior; GA - m. gastrocnemius, BF - m. biceps femoris

kyčelního kloubu během první části oporové fáze.

Musculus tensor fasciae latae: Paré a kol. (1981) našli dva zřetelné různé fázické znaky z odlišných oblastí svalu a vyvodili z toho závěr, že jsou ve svalu dvě různé funkční části – anteromediální vlákna a posterolaterální vlákna. Posterolaterální vlákna vykonávala funkci vnitřních rotátorů a abduktorů kyčle, zatímco anteromediální vlákna byla zřejmě primárně flexory kyčle. Během běhu byla posterolaterální vlákna aktivní pouze před a chvíli po okamžiku dokroku (obrázek 5.2). Autoři také pozorovali, že m. gluteus maximus byl aktivní během stejné doby jako posterolaterální vlákna a usuzují tak, že se jedná o synergisty, kdy m. gluteus maximus provádí zevní rotaci

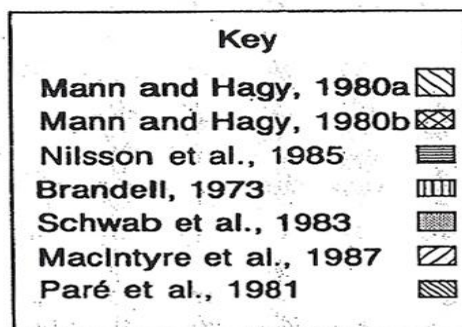
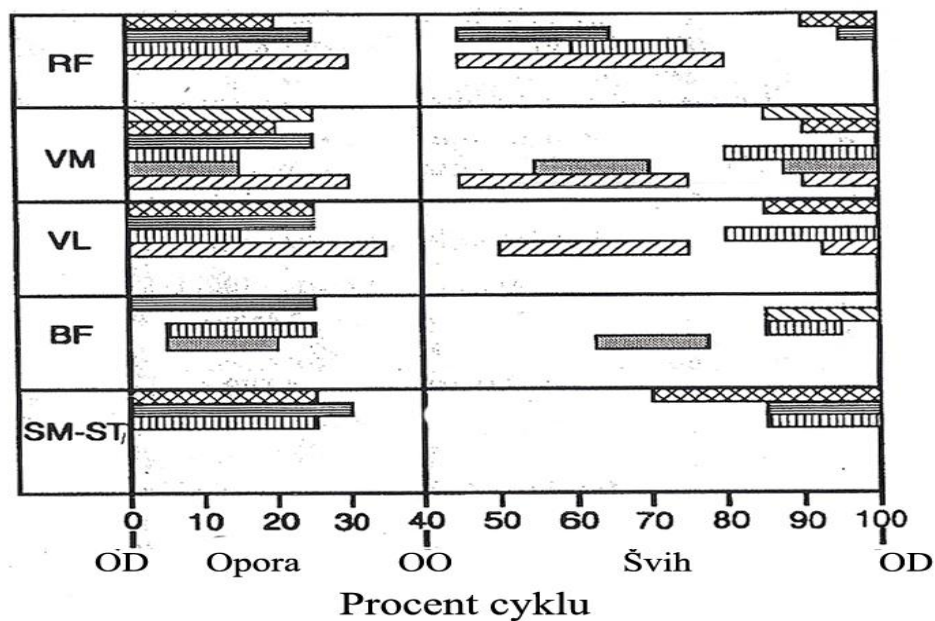
stehna, zatímco posterolaterální vlákna provádí vnitřní rotaci. Jak se zvyšovala rychlost, objevila se druhá fáze aktivity v okamžiku odrazu. Anteromediální vlákna byla



Obrázek 5.2 Přehled autorů, kteří publikovali fázickou aktivitu svalů kyčle během běhu. GM – m. gluteus maximus, ABD – Abduktory, ADD – Adduktory, TFL (am) – m. tensor fasciae latae (anteromediální vlákna), TFL (pl) – m. tensor fasciae latae (posterolaterální vlákna), OD – okamžik dokroku, OO – okamžik odrazu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)

aktivní během okamžiku odrazu zhruba do poloviny fáze letu, jak při běhu nízkou, tak i vysokou rychlostí, indikující jejich funkci flexorů. Na rozdíl od posterolaterálních vláken nebyla anteromediální vlákna aktivní během kontaktu paty s hýžděmi.

Abduktory: Mann a Hagy (1980b) zjistili, že abduktory byly aktivní v pozdní fázi letu a v počátku doby opory (obrázek 5.2). Je pravděpodobné, že tato svalová skupina napomáhá k přípravě na kontakt s podložkou a poskytuje stabilizaci v kyčli během první fáze opory. Abduktory mohou mít roli synergistů společně se svalem m. gluteus maximus a posterolaterálními vlákny svalu m. tensor fasciae latae, jelikož abduktory jsou aktivní ve stejný čas jako jmenované svaly. Anteriorní vlákna abduktorů asistují při vnitřní rotaci, zatímco posteriorní vlákna asistují při zevní rotaci.



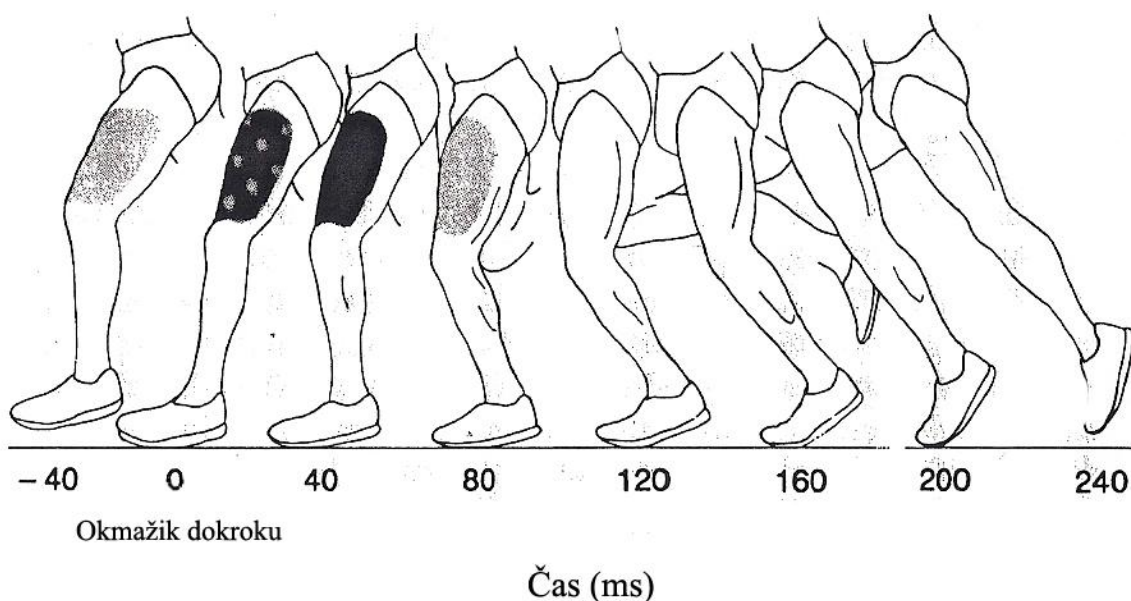
Obrázek 5.3 Přehled autorů, kteří publikovali fázičnou aktivitu svalů kolene během běhu. RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, SM-ST – m. semimembranosus-semitendinosus, OD – okamžik dokroku, OO – okamžik odrazu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)

Adduktory: Mann a Hagy (1980a) zjistili, že adduktory demonstrují trvalou aktivitu v průběhu celého cyklu běhu při všech měřených rychlostech běhu. Poukazují na to, že tyto svaly stabilizují pánev vzhledem ke stehnu během opory a stehno vzhledem k pánvi během fáze letu.

Hamstringy: Hamstringy je myšlena skupina svalů m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Hamstringy jsou dvoukloubové svaly (kromě svalu m. biceps femoris – caput brevis) a působí extenzi v kyčelním a flexi v kolenním kloubu. Většina vědců se shodla na tom, že aktivita hamstringů se pohybovala v posledních 25 – 40 % fáze letu (obrázek 5.3). Během počáteční a střední fáze letu

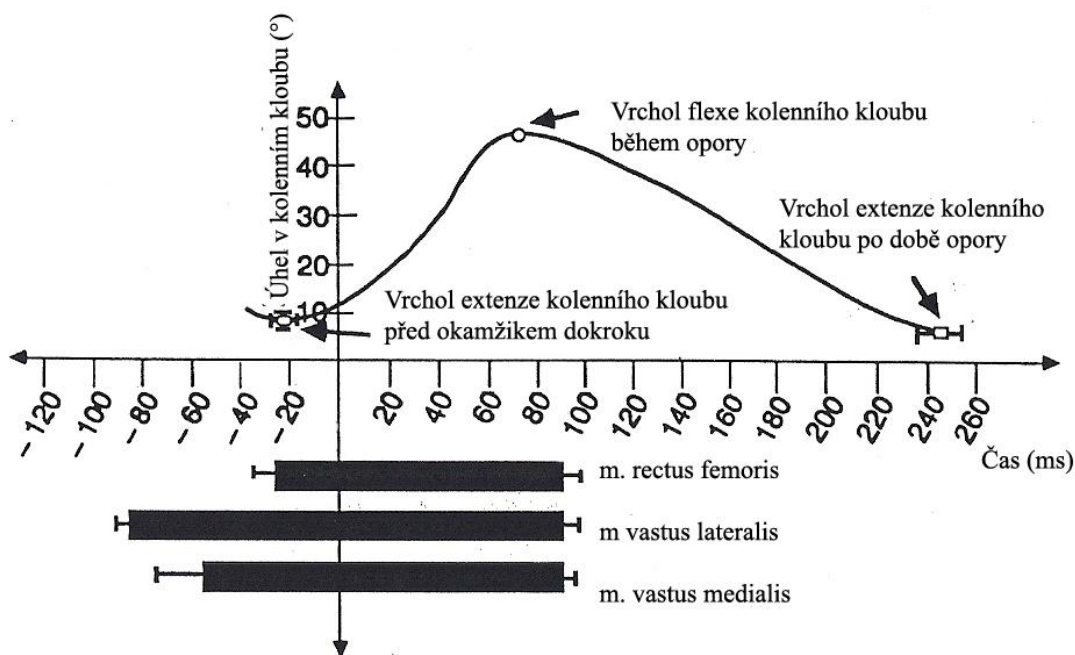
byla dolní končetina pasivně ve flexi, což je výsledek prudkého zrychlení stehna (Mann, Hagy, 1980a). Během závěrečné fáze letu pracovaly hamstringy, aby brzdily flexi v kyčelním kloubu a krátce nato, aby kontrolovaly extenzi v kolenním kloubu, což se děje při zpomalení stehna, kdy je kinetická energie transformována do pohybu bérce. Po ukončení pohybu stehna směrem vpřed, kdy se stehno začíná pohybovat směrem vzad, působily hamstringy koncentricky kvůli extenzi v kyčelním kloubu a flexi v kloubu kolenním. Panuje autorská shoda, že hamstringy zůstávají aktivní během první poloviny doby opory (Brandell, 1973; Mann, Hagy, 1980b; Nilsson a kol., 1985). Hamstringy a m. quadriceps femoris začínají spolupracovat během okamžiku dokroku, očividně k tomu, aby byla zajištěna stabilita během nárazu. Mann a Hagy (1980a) tvrdí, že hamstringy pracují během doby opory isometricky k udržení konstantní délky při zároveň probíhající extenzi v kyčelním a kolenním kloubu. Elliot a Blanksby (1979) a Pařík, Hojka a Pavelka (2011) informovali zvýšenou aktivitu hamstringů od okamžiku dokroku až po okamžik odrazu. M. biceps femoris dosáhl největší aktivity při zvedání se paty od podložky a při okamžiku odrazu. Svaly m. semimembranosus a m. semitendinosus byly v tento okamžik také velice aktivní, ačkoli jejich maximální aktivita byla v jiný okamžik. MacIntyre a Robertson (1987) tvrdí, že m. semimembranosus a m. semitendinosus produkovali nejvyšší variabilitu ve fázické aktivitě ze všech sledovaných svalů kolene.

Musculus quadriceps femoris: Téměř všichni autoři našli aktivitu během druhé poloviny fáze letu a první poloviny doby opory (obrázek 5.3). Nilsson a kol. (1985) našli, že m. rectus femoris se prudce aktivoval během počátku fáze letu, což má souvislost s jeho funkcí jako flexoru kyčelního kloubu. MacIntyre a Robertson (1987) zjistili podobný vzrůst aktivity u svalu m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Nicméně svaly m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis působí spíše při kontrole flexe v kolenním kloubu. Brandell (1973) našel, že aktivita svalu m. quadriceps femoris začala téměř současně s hamstringy, když nastala flexe v kolenním kloubu při přípravě na dokrok. Elliot a Blanksby (1979) pozorovali nejvyšší aktivity u svalů m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis během doby od kontaktu paty s hýždí až po moment, kdy se pata odpoutává od podložky při odraze. Nilsson a kol. (1985) stanovili, že hlavní aktivita se objevila během excentrické svalové práce během počátku doby opory, když probíhala flexe v kolenním kloubu (obrázek 5.4).



Obrázek 5.4 Amplituda EMG aktivity na ventrální straně stehna během oporové fáze běhu (velikost aktivity je vyznačena stínováním) (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)

Brandell (1973) oznámil, že m. quadriceps femoris často dosahoval maximální aktivity při přechodu mezi flexí a extenzí v kolenním kloubu, ale v podstatě se neaktivoval během extenze. Tvrdil, že jako výsledek elektromechanického zpoždění byly kontrakční síly zpožděny natolik, aby způsobily následné zahájení extenze.

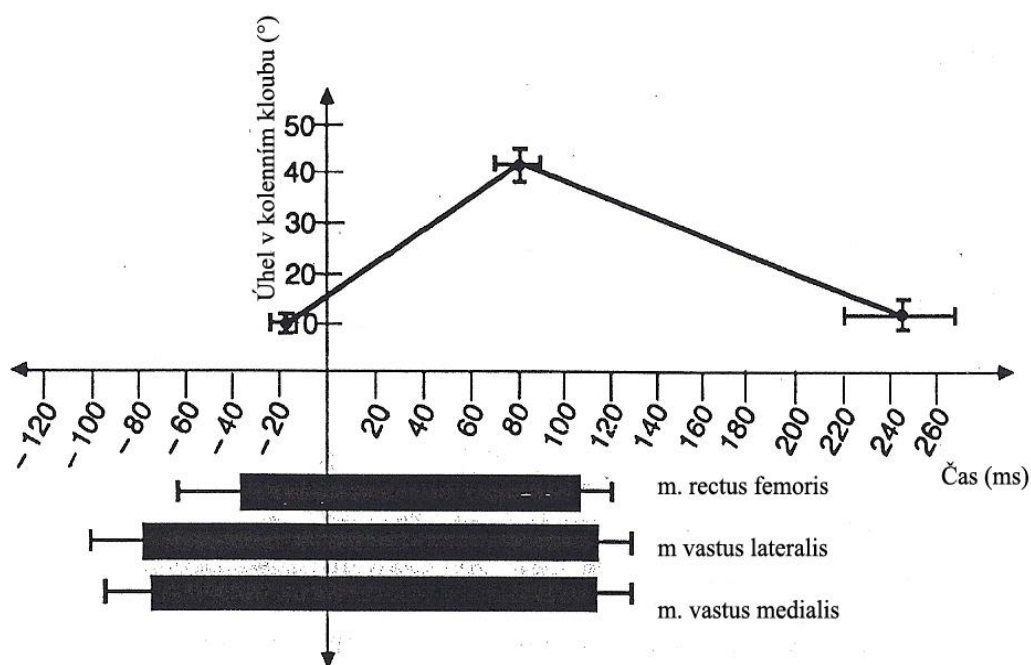


Graf 5.1 EMG výsledky svalu m. quadriceps femoris a úhlu v kolenním kloubu pro typický subjekt (průměr z 6-ti dob opory) (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)

Aktivita svalu m. vastus lateralis byla zahájena přibližně 85 ms před okamžikem dokroku (graf 5.1). Sval m. vastus lateralis je první, který se aktivuje, přibližně 25 ms před svalem m. vastus medialis a 60 ms před svalem m. rectus femoris. Tato časová perioda svalové aktivity pomáhá stabilizovat dolní končetinu před kontaktem s podložkou. Všechny jmenované svaly jsou aktivní během okamžiku dokroku, kdy se objevuje flexe v kolenním kloubu, ale společně přestávají být aktivní zhruba 20 ms po dosažení maximální flexe v kolenním kloubu. Na grafu 5.1 flexe v kolenním kloubu pokračovala ještě dalších zhruba 150 ms. Hodnoty a průběh aktivity svalů skupiny 6 atletů jsou na grafu 5.1. Průměrný čas extenze kolenního kloubu, při kterém nebyl aktivní sval m. quadriceps femoris, byl 133,7 ms (tabulka 5.1).

Tabulka 5.1 Průměrné hodnoty pro kritické fáze během extenze v kolenním kloubu při běhu rychlostí 4 m/sec (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)

	Trvání flexe-extenze	Průměr ochabnutí všech svalů po vrcholu flexe	Průměr trvání klidu během extenze
	(ms)	(ms)	(ms)
Průměr pro skupinu	162,8	29,2	133,7
± Směrodatná odchylka	19,5	10,4	16,5

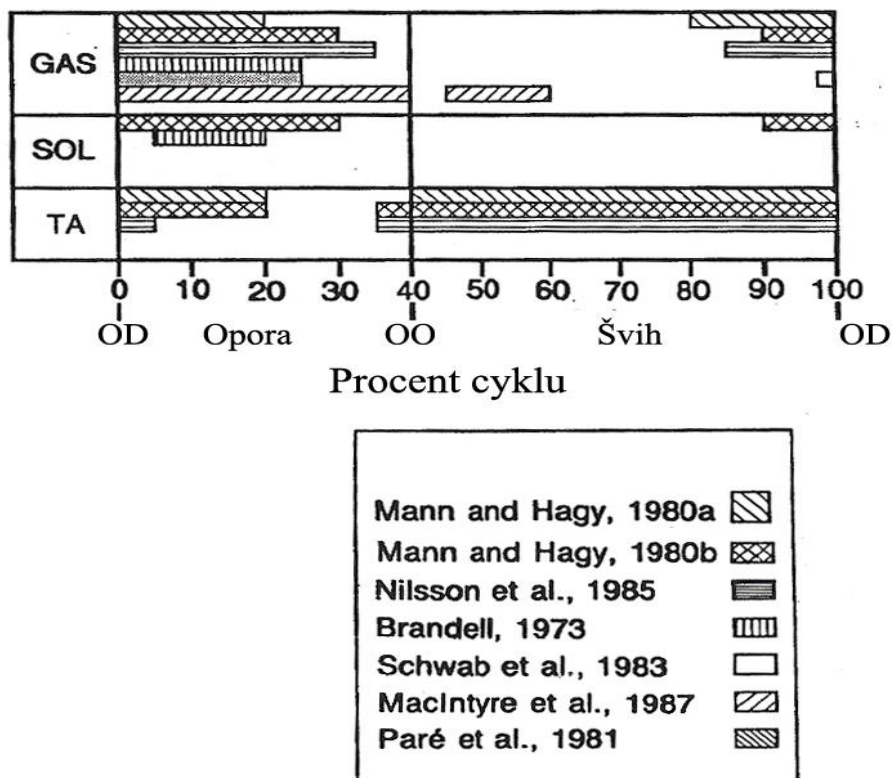


Graf 5.2 Soubor průměrných výsledků 6-ti subjektů mezi vztahem EMG svalu m. quadriceps femoris a úhlu v kolenním kloubu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)

Funkce svalu m. quadriceps femoris je principiálně popsána jako kontrola klesání těžiště těla po dopadu. Pomáhá zahájit extenzi v kolenním kloubu, ale poté se náhle stává neaktivním, cca po 30 ms extenze v kolenním kloubu, času, během kterého se dosáhne méně než 5 stupňů v extenzi kolenního kloubu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990).

Musculus tibialis anterior: Sval m. tibialis anterior byl aktivní po většinu doby běžeckého cyklu (obrázek 5.5). Elliot a Blanksby (1979) informovali, že maximální aktivita se objevila při dotyku paty hýždě, kdy sval m. tibialis anterior působil excentricky, když se chodidlo přibližovalo k podložce. Kvůli pohybu bérce vpřed působil sval během doby opory koncentricky. Neaktivita byla pozorována krátce po okamžiku dokroku (Nilsson a kol., 1985) a během druhé poloviny doby opory (Mann, Hagy, 1980a, 1980b). Všichni autoři tvrdí, že konstantní aktivita během fáze letu slouží ke kontrole plantární flexe a iniciuje dorsální flexi.

Gastrosoleus: Ačkoli jsou svaly m. gastrocnemius a m. soleus dva oddělené svaly, často jsou považovány za jednu funkční jednotku a pojmenovávají jako



Obrázek 5.5 Přehled autorů, kteří publikovali aktivitu svalů hlezna během běhu. GAS – m. gastrocnemius, SOL – m. soleus, TA – m. tibialis anterior, OD – okamžik dokroku, OO – okamžik odrazu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)

gastrocsoleus. Všeobecně byla tato funkční jednotka aktivní od konce fáze letu do 50 až 80 % doby opory (obrázek 5.5). Během konce fáze letu gastrocsoleus spolupracuje se svaelem m. tibialis anterior a stabilizují chodidlo před dokrokem. Poté začínají působit excentricky kvůli zpomalení dopředného pohybu bérce. Při aktivní plantární flexi se funkce stává opět koncentrickou. Mann a Hagy (1980b) oznámili, že aktivita funkční jednotky při vyšších rychlostech ustává před začátkem plantární flexe, což by v tomto okamžiku indikovalo pouze excentrickou funkci. Elliot a Blanksby (1979) tvrdí, že maximum aktivity při vyšších rychlostech je v okamžiku odrazu, což je výsledek, jak věří, koncentrické práce svalu.

5.1 Změny EMG s rychlostí běhu

Při vyšších rychlostech svaly pracovaly v průběhu větší části běžeckého cyklu než při běhu nižší rychlostí. Měly také tendenci být aktivní během cyklu nepatrně dříve. Jako příklad můžeme uvést aktivitu hamstringů během konce fáze letu. Jak se zvyšovala rychlost bérce s rychlostí běhu, bylo zapotřebí, aby se hamstringy aktivovaly dříve kvůli efektivnímu zpomalení rychlosti dolní končetiny. Čas od času se tato zvýšená aktivita musela zahájit nárazovitě, což se při nižších rychlostech nestávalo. Svaly m. vastus medialis a m. vastus lateralis byly během konce fáze letu neaktivní, nicméně během vyšších rychlostí běhu se nárazově aktivovaly právě v tento okamžik. Zdá se, že rychlost ovlivňuje relativní hodnoty aktivity. Toto tvrzení je podloženo prací svalu m. rectus femoris, kdy nárazové spuštění aktivity během počátku fáze letu bylo větší než během opory (Cavanagh, Lake, McClay, 1990).

6 Cíle, hypotézy a úkoly práce

6.1 Cíle práce

Cílem práce je intra a interindividuální komparace zapojení jednotlivých svalů před a po provedení SBC (na základě elektromyografické analýzy pohybu), čili jak SBC ovlivnila provedení cílového pohybu – sprintu. Dalším cílem je zjistit, jestli existují významné rozdíly v zapojení svalů mezi jednotlivými probandy.

6.2 Vědecká otázka

Dochází při běhu po provedení SBC k významným změnám svalové aktivity ve svalech dolních končetin a břicha vzhledem k běhu před provedením speciálních běžeckých cvičení?

6.3 Hypotézy

H1₀

Nulová hypotéza: Neexistuje intraindividuální rozdíl v běhu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení

H1₁

Alternativní hypotéza: Existuje intraindividuální rozdíl v běhu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení

H2₀

Nulová hypotéza: Neexistuje interindividuální rozdíl mezi jednotlivci v běhu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení

H2₁

Alternativní hypotéza: Existuje interindividuální rozdíl mezi jednotlivci v běhu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení

H3₀

Nulová hypotéza: Neexistuje rozdíl v běhu mezi skupinami před a po provedení speciálních běžeckých cvičení

H3₁

Alternativní hypotéza: Existuje rozdíl v běhu mezi skupinami před a po provedení speciálních běžeckých cvičení

6.4 Úkoly práce

1. Stanovit teoretická východiska disertační práce. Provést rešerši literatury a sumarizovat teorii o fylogenezi lidského běhu, technice běhu-sprintu,

kineziologických aspektech běhu a jeho vývoje, poznacích o SBC a problematice SEMG

2. Zvolit optimální parametry měření (datum, délky a počty úseků, intenzitu, dobu odpočinku), vybrat vhodný výzkumný soubor a měřené svaly

Datum: Vhodné období – nejlépe závodní – květen, červen, červenec, září

Délky a počty úseků: Běžecský úsek 50 metrů, počet 2

SBC 30 metrů, počet 5

Intenzita pohybu: 90 % (subjektivně)

Doba odpočinku: 3 minuty

3. Realizovat terénní výzkum
4. Vyhodnotit získaná data
5. Porovnat svalovou práci při běhu před a po provedení SBC
6. Charakterizovat míru změny v zapojení svalů po provedení SBC a zdůvodnit vliv SBC na následný běh
7. Intraindividuálně a interindividuálně popsat rozdíly v běhu před a po provedení SBC
8. Formulovat závěry

7 Metodika

7.1 Postup řešení

Jedná se o souhrn několika případových studií atletů sprinterů. Pokaždé byl měřen velmi dobrý (průměr výkonů na 100 m je $11,11 \pm 0,32$ s) sprinter, který má již SBC plně zažitě a využívá je k téměř každodennímu nácviku techniky atletického běhu a jako prostředek atletického rozcvičení. Atleti prošli mnohaletým (8-15) atletickým tréninkem, kdy se v posledních letech specializovali na disciplínu sprint nebo jemu podobnou. Výsledky tedy nebude možné interpretovat pro celou atletickou sféru, ale jen pro sportovce, kteří používají SBC k nácviku techniky hladkého sprintu, zato ale v jakékoli výkonnostní rovině. Uvažujeme tedy především o samotných sprinterech, překážkářích nebo skokanech v horizontálních skocích a ve skoku o tyči, částečně pak středotraťářích. Ostatní sportovci jsou z obliga kvůli intenzitě provedení pohybu a techniky provedení. Aby se pohybová struktura blížila úsilí provádění při atletickém sprintu, jsou cviky prováděny subjektivně intenzitou na úrovni 90 % maxima. Veškerá cvičení byla prováděna v botách. Většina atletů provádí SBC pouze v botách.

Kvalitativní výzkum je jakýkoli výzkum, jehož výsledků se nedosahuje pomocí statistických procedur nebo jiných způsobů kvantifikace. Jde v podstatě o soubor mnoha rozdílných informací o malém počtu jedinců, tento výzkum se vyznačuje nízkou reliabilitou, ale vysokou validitou (Hendl, 1999).

Vybraní jednotlivci byli měřeni pomocí SEMG přístroje na vybraných svalových skupinách. Zároveň byli natáčeni na synchronizovanou videokameru, kdy se záznam z videokamery přiřadil pomocí triggerů k EMG křivce, aby bylo dostatečně jasné, při kterém pohybu a jak se sval zapojoval. Měření se provádělo v krátkém časovém horizontu bez přelepování elektrod, aby se zachovala vysoká validita měření. Jednalo se o dva přibližně 100 metrové (zhruba 30 metrový náběh, 50 metrů měřený úsek a 20 metrů doběh) úseky běhu na umělém povrchu. SBC (liftink, skipink, zakopávání, předkopávání, snožné střídavé odrazy) byla prováděna na úseku 30 metrů. Pauzou mezi cvičeními byla pomalá chůze zpět, vždy 3 minuty.

7.2 Design výzkumu

Obsahem výzkumu byly dvě analýzy. *Intraindividuální* srovnávací analýza spočívala ve vzájemném porovnání dvou kineziologických rozborů pohybu téhož probanda. Výsledky také byly použity při *interindividuální* srovnávací analýze mezi dvěma různými probandy nebo skupinami.

7.3 Metody získání dat

K testování probandů došlo na atletických stadionech s umělým povrchem PSK Olympu Praha, TJ Dukly Praha a Sokola Kolín. Jedná se o typické atletické prostředí s povrchem, který se vyskytuje v nepatrných odlišnostech v podstatě na všech moderních atletických oválech. Data byla získána v září 2011, v květnu a červnu 2012. Při měřeních bylo jasné podnebí s teplotou vzduchu 22-24°C, bezvětrí.

Použili jsme 16-ti kanálový EMG přístroj MT-M6T16 s technickými parametry:

Výrobce	Megawin (Meg Electronics, Finsko)
Displej	LCD (240 x 160)
Rozměry	181 x 85 x 35 mm
Hmotnost	344 g
Zdroj	4 x 1,5 V (AA/LR6)
Operační čas	15 hodin se stejnými bateriemi
Operační teplota	0 až +50 C°
Rozlišení	14 bit
Měřicí rozpětí	+/- 8192 μ V
CMRR	Typ. 110 dB
Počet kanálů	4 – 16
Typ EMG	Raw / Průměrný /RMS / Integrovaný
Vzorkovací frekvence	100 / 250 / 1000 / 2000 / 5000 / 10000 Hz
Pásmová propust	15 – 500 Hz
Přenos dat	USB, WLAN
Paměť	256 MB až 2 GB

Fotoaparát Canon PowerShot S2 IS s rozlišením 5 Mpix, digitální videokameru CANON HDV 1080i s rozlišením 3,1 Mpix a frekvencí snímání 50 snímků za vteřinu, trigger na synchronizaci s videokamerou – výrobce Megawin (Meg Electronics, Finsko) a elektrody – hydrogel Ag/AgCl do teplot 5 – 30°C.

Elektrody byly umístěny fyzioterapeutem paralelně s průběhem svalových vláken vyšetřovaného svalu. Vzdálenost mezi elektrodami byla 20 mm (Stegeman, Hermens, 2011). Místo nalepení bylo zbaveno ochlupení, očištěno alkoholem, zbaveno

nečistot a staré epidermis. Snímací přístroj byl umístěn v ledvince, kterou měl proband připevněnou k trupu.

7.4 Metodická specifikace

Primárně je nutné uvést, že neměříme svalovou sílu ani práci svalu. Měříme elektrický potenciál, který existuje při svalové aktivaci a který tuto aktivaci nejvěrněji ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalu živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalu.

Dále je nutné uvědomit si zejména:

1. Kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření na 1 osobě bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi měřeními (pocení, odlepení elektrody)
2. Zapojení velkého počtu motorických jednotek způsobuje deformaci křivky. Přibližně od zapojení 50 % motorických jednotek nestoupá křivka dále lineárně, není možné poměrné posouzení svalové práce. Můžeme však konstatovat, jestli se svalová práce u jednoho svalu zvětšila nebo zmenšila mezi dvěma různými činnostmi
3. Nelze posuzovat svalovou práci mezi dvěma různými svaly. Do hry vstupuje různá vodivost kůže na různých místech těla, odlišná síla podkožního tuku, různá velikost motorických jednotek (např. okohybné svaly mají 1 MJ vs. m. gluteus maximus, který jich má 100)

7.5 Organizace výzkumu

Atleti po příchodu na atletický stadion byli seznámeni s průběhem testování a bylo zjištěno, zdali netrpí jakýmkoli zdravotním omezením.

Provedli běžné atletické rozcvičení, které zahrnovalo lehkou aerobní aktivitu v podobě běhu po dobu zhruba 10 minut a následný strečink. Následovaly dva stometrové úseky mírnou a submaximální intenzitou. V rozcvičení se neobjevily prvky běžecké abecedy, aby neměly vliv na první měřený úsek běhu před provedením SBC.

Následně jsme nalepili elektrody a provedli vizuální kontrolu správnosti měření a vyšetřili šum základní klidové křivky, offset základní klidové křivky a posuny základní klidové křivky, aby splňovaly požadavky správnosti měření (Konrad, 2005).

V průběhu samotného lepení jsme provedli následující úkoly:

1. Odstranění ochlupení

2. Čištění kůže – alkoholem
3. Fixaci kabelů pomocí běžných lepicích pásek
4. Připevnění ledvinky s měřicím přístrojem

Probandi absolvovali poslední rozcvičovací běh s již nalepenými elektrodami, kdy jsme se přesvědčili, že je vše správně fixováno. Stejně tak běh sloužil k seznámení se probandů se zařízením a během s ním.

Po 3 minutovém odpočinku byl proveden první měřený běh v délce 80 metrů. Následně, po 3 minutách odpočinku, provedli atleti SBC (liftink, skipink, zakopávání, předkopávání, snožné střídavé odrazy), přesně v tomto pořadí v délce 30 metrů a s intervalem odpočinku 3 minut. Po SBC a 3 minutovém odpočinku atleti absolvovali druhý měřený běh v délce 80 metrů, časové charakteristiky je možné nalézt v tabulce 7.1.

Po běžeckých úsecích jsme odstranili elektrody a přístroj z probanda.

Následovalo kvalitativní a kvantitativní zpracování a popsání EMG záznamů sledovaných pohybů.

Tabulka 7.1 Dosažené časy při měření

	Letmých 30 metrů (s)		Rozdíl (s)	10 pohybových cyklů (s)		Rozdíl (s)
	Před SBC	Po SBC		Před SBC	Po SBC	
1. Proband	3,24	3,24	0,00	5,20	5,16	-0,04
2. Proband	3,22	3,24	0,02	5,62	5,66	0,04
3. Proband	3,36	3,20	-0,16	5,61	5,35	-0,26
4. Proband	3,38	3,40	0,02	5,63	5,60	0,03
5. Proband	3,30	3,36	0,06	5,59	5,70	0,11
6. Proband	3,30	3,34	0,04	5,62	5,71	0,09
7. Proband	3,16	3,18	0,02	5,87	5,94	0,07
8. Proband	3,34	3,38	0,04	5,52	5,57	0,05

Jednalo se o intraindividuální experiment a případovou popisnou studii, kdy jsme hodnotili zapojení svalů při sprintu před a po provedení SBC. Zároveň se interindividuálně porovnali parametry EMG křivek jednotlivých atletů mezi sebou.

V tuto chvíli nastoupilo riziko při lepení elektrod na jiného atleta, kdy již nebyla zachována objektivita jako v rámci jedné osoby.

Během vyhodnocení nastupovala kvantitativní i kvalitativní složka posuzování. Kvantitativní se týká pozice lokálních maxim EMG křivky (tzv. peaků), minim, mediánu, průměru (vše v μV) a plochy [$\mu\text{V/s}$] v rámci 10 po sobě jdoucích cyklů.

Zároveň byla vypočítána a graficky zobrazena průměrná EMG křivka z 10 po sobě jdoucích běžeckých cyklů. Za počátek a konec cyklu byl stanoven odraz pravé dolní končetiny. Dále pak byly spočítány hodnoty inervace (tzv. input, příkon - průměrné hodnoty ze všech analyzovaných EMG kanálů, svalů, jsou sečteny a výsledek je označen jako 100 % EMG input, hodnota input každého kanálu je pak procentuálně vyjádřena jako poměrná část k 100 % EMG input) jednotlivých svalů (%), normalizace vztažená k amplitudě (%), změn podílu ploch pod křivkou jednotlivých svalů a změna průměru křivky běhu před SBC k běhu po SBC (%), pořadí aktivace svalů [s]. Použitím statistické analýzy ANOVA (Analysis of variance) se hodnotily vrcholy, plochy pod křivkou a průměr EMG. Kvalitativní složka se skládala z posouzení průběhu křivky v rámci průměrného pracovního cyklu a odborného porovnání v interindividuální rovině. Toto bylo posouzeno na základě tvarové podobnosti křivky vždy dvou stejných svalů.

7.6 Výzkumný soubor

Jednalo se o skupinu osmi probandů-atletů (tabulka 7.2), kteří se specializují na atletický sprint. Skupina byla homogenní, co se týče pohlaví, vždy šlo o muže. Záměrně jsme vybrali skupinu, která má již pohybové návyky běhu-sprintu a SBC naprosto zažité, čímž jsme do určité míry eliminovali nesprávnou techniku provedení běhu nebo SBC. SBC používají probandi v rámci každodenního rozcvičení před tréninkem nebo závody, někdy jsou cvičení obsažena i v hlavní části tréninkové jednotky. Šest vybraných probandů je zařazeno ve vrcholovém sportovním středisku TJ Dukla Praha nebo PSK Olymp Praha.

Tabulka 7.2 Charakteristiky sledovaného souboru

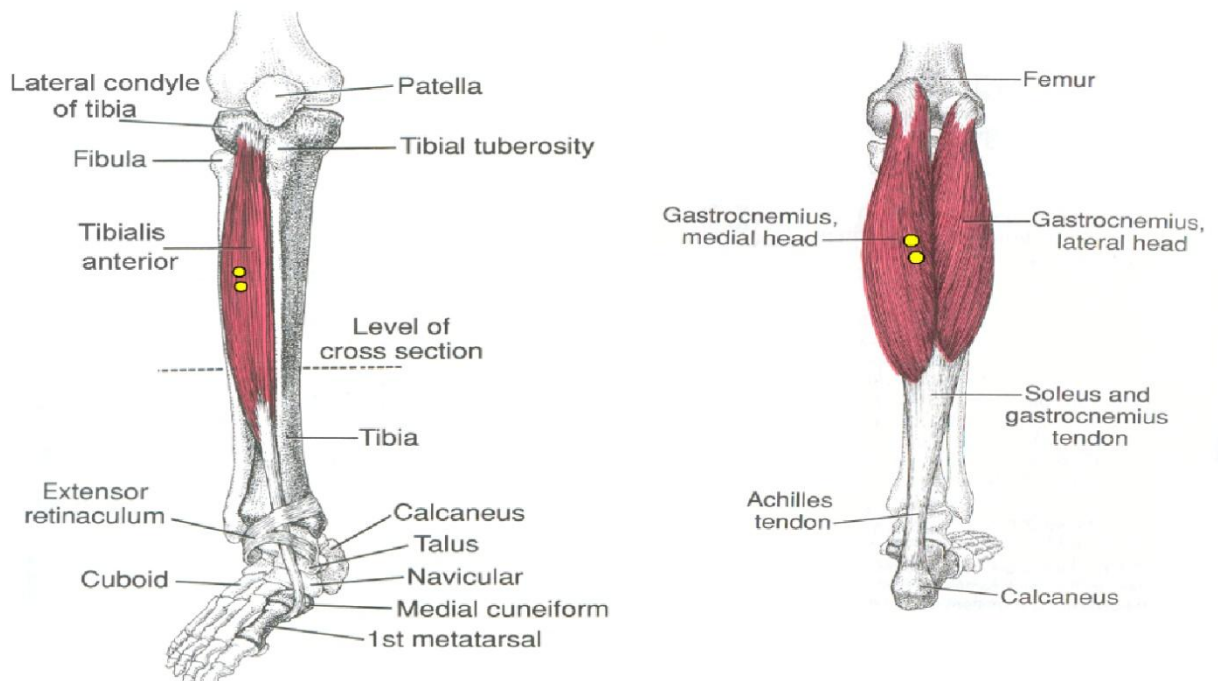
	Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	Výkon na 100 m (s)
Proband 1	21	185	77	11,02
Proband 2	27	191	80	10,91
Proband 3	27	186	76	10,93
Proband 4	20	183	74	11,57
Proband 5	22	177	70	11,20
Proband 6	21	191	84	11,21
Proband 7	28	186	76	10,58
Proband 8	19	193	76	11,47
Průměr	23,13	186,50	76,63	11,11
SD (±)	3,60	5,18	4,10	0,32

7.7 Výběr svalů a umístění elektrod

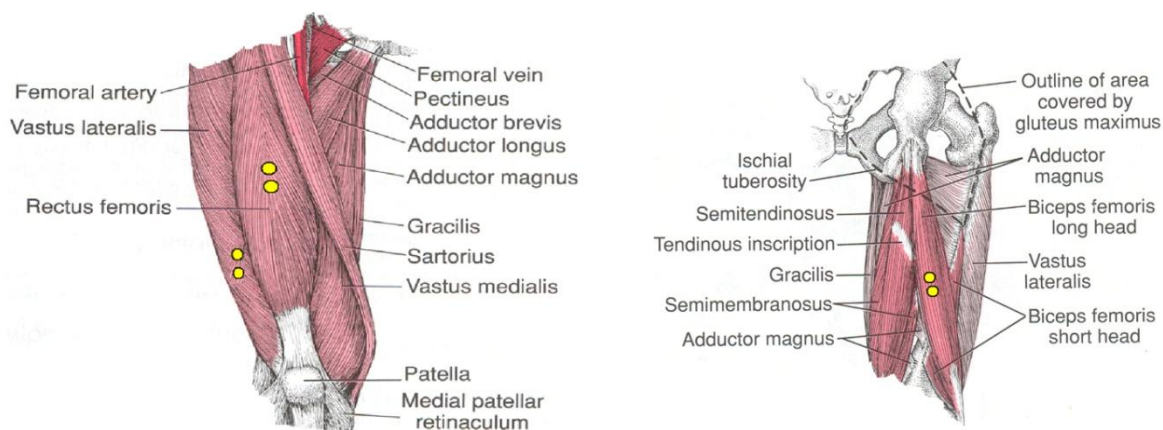
Při měření jsme byli odkázáni pouze na metodu povrchovou. Elektrody byly umístěny fyzioterapeutem paralelně s průběhem svalových vláken vyšetřovaného svalu. Snímací přístroj byl umístěn v ledvince, kterou měl proband připevněnou k trupu. Dále v práci jsou uváděny svaly již bez označení dx., jelikož všechny svaly byly měřeny pouze na pravé straně těla.

Vybrané svaly a umístění elektrod:

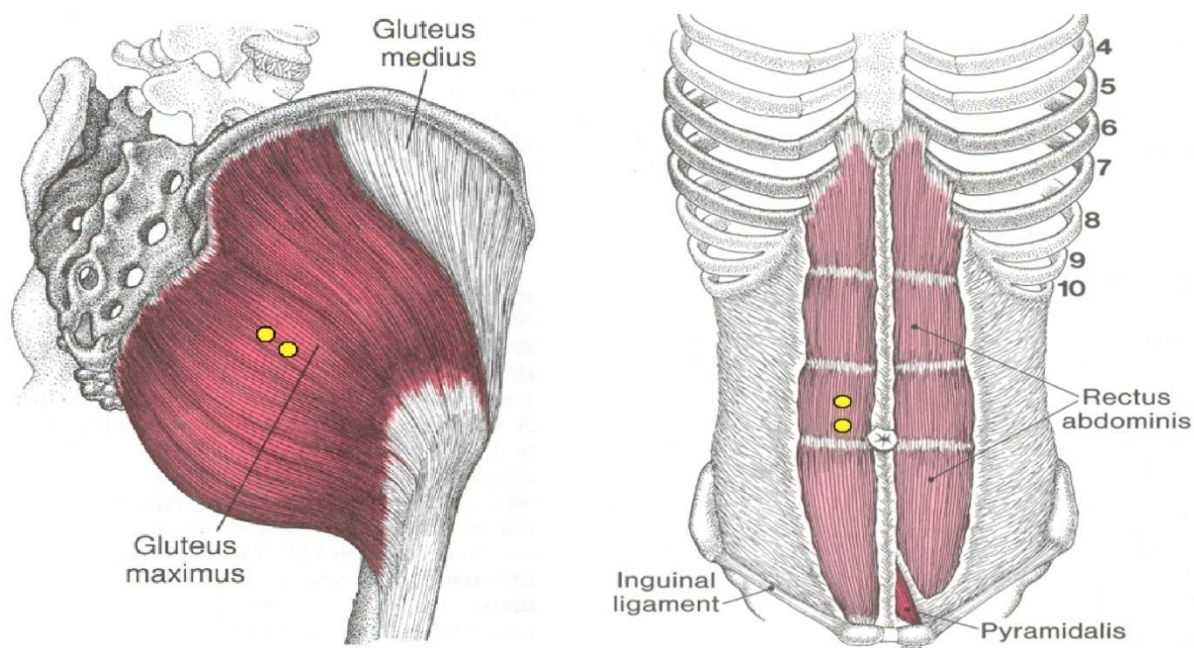
1. m. tibialis anterior dx. (obrázek 7.1)
2. m. gastrocnemius - caput medialis dx. (obrázek 7.1)
3. m. quadriceps femoris - vastus lateralis dx.(obrázek 7.2)
4. m. quadriceps femoris - rectus femoris dx. (obrázek 7.2)
5. m. biceps femoris - caput longum dx. (obrázek 7.2)
6. m. gluteus maximus dx. (obrázek 7.3)
7. m. rectus abdominis dx. (obrázek 7.3)



Obrázek 7.1 Lokalizace elektrod na m. tibialis anterior dx. (vlevo) a m. gastrocnemius dx. – caput medialis (vpravo), upraveno podle Travell, Simons (Travell, Simons, 1999)



Obrázek 7.2 Lokalizace elektrod na m. quadriceps femoris dx. – rectus femoris a vastus lateralis dx. (vlevo) a m. biceps femoris dx. – caput longum (vpravo), upraveno podle Travell, Simons (Travell, Simons, 1999)



Obrázek 7.3 Lokalizace elektrod na m. gluteus maximus dx. (vlevo) a m. rectus abdominis dx. (vpravo), upraveno podle Travell, Simons (Travell, Simons, 1999)

7.8 Analýza dat

K vyhodnocení dat jsme použili program Megawin, kdy k EMG křivce byl přiřazen pomocí triggerů (mechanická spoušť na EMG přístroji (vysílač) a na videokameře (přijímač) sloužící k synchronizaci EMG záznamu a videozáznamu) videozáznam z videokamery. V tomto programu byla provedena úprava a vyhodnocení

signálu. Dílčí výpočty a metodu matematické statistiky ANOVA jsme zpracovali v programu Excel.

Nejprve jsme provedli offset korekci signálu, aby klidová křivka, která je částečně posunutá, se vrátila na hodnotu 0 (viz graf 4.2). V případě počítání s takto posunutou křivkou se veškeré výpočty stávají chybnými. Nativní EMG data musí být tedy offsetována, aby splňovala předpoklad, že EMG signál je střídavý signál oscilující stejnou vahou do kladných i záporných hodnot (Konrad, 2005).

Následovala digitální filtrace high a low pass filtry, kdy jsme odfiltrovali frekvence nižší než 5 a vyšší než 500 Hz, dále filtr notch stop pro odfiltrování frekvence 50 Hz, což je frekvence střídavého elektrického napětí v evropské elektrické rozvodné síti.

Hrubý signál se vzorkovací frekvencí 2000 Hz jsme pro určitou část vyhodnocení pouze rektifikovali (Averaging s časovou konstantou 50 ms; pro základní výsledky, nástupy vrcholů před a po SBC, hodnoty plochy pod křivkou a inervace) a následně vyhladili (RMS smoothing s časovou konstantou 20 ms; pro vyhodnocení aktivace svalů). V kineziologii se pro vyhlazování používá metoda Movag nebo RMS s časovými konstantami 20 ms (určené pro rychlé pohyby jako jsou skoky, běhy a reflexní pohyby) až 500 ms (pro pomalé pohyby). Vyšší zvolená hodnota znamená vyšší riziko fázového posunu při kontrakcích (Konrad, 2005).

Následoval výběr 10 navazujících reprezentativních pohybových cyklů, které jsme vyhodnotili (za počátek a konec cyklu byl stanoven okamžik odrazu pravé dolní končetiny) a vypočítali průměrný cyklus (časová osa byla normalizována na procenta z důvodu různé délky trvání jednotlivých pohybů a pro vhodné srovnání mezi probandy). Tento průměrný pracovní krok jsme také zhodnotili.

Z těchto 10 pohybových cyklů jsme spočítali lokální maxima, minima, medián, průměr (vše v μV) a plochu pod křivkou ($\mu\text{V/s}$). Dále pak byly intraindividuálně porovnány a kvantifikovány změny podílu ploch pod křivkou jednotlivých svalů a změny průměru křivky běhu před SBC k běhu po SBC (%). Za signifikantní jsou považovány rozdíly překračující 10 % (Konrad, 2005).

Průměrná hodnota EMG křivky je zřejmě nejdůležitější EMG výpočet, protože je méně náchylná na změny trvání analyzovaných intervalů. Průměrná hodnota EMG nejlépe popisuje hrubou inervaci vybraných svalů pro určitý úkol a nejvíce je využívána pro porovnávací analýzy. Na základě výpočtu hodnoty průměru lze vypočítat příkon v %. Nejprve je vypočítána průměrná hodnota EMG všech analyzovaných svalů

a všechny hodnoty jsou sečteny, výsledné číslo je pak 100 %. Poté je vypočítána hodnota v % pro každý sval. Tato hodnota je částečně distribuční analýzou a může být používána k porovnání poměrů inervace mezi cvičeními (Konrad, 2005).

Pro výpočet intraindividuální normalizace vztažené k amplitudě a relativní změny jsme stanovili minimální aktivační čas 50 ms s a trigger level jako 20% z maxima křivky.

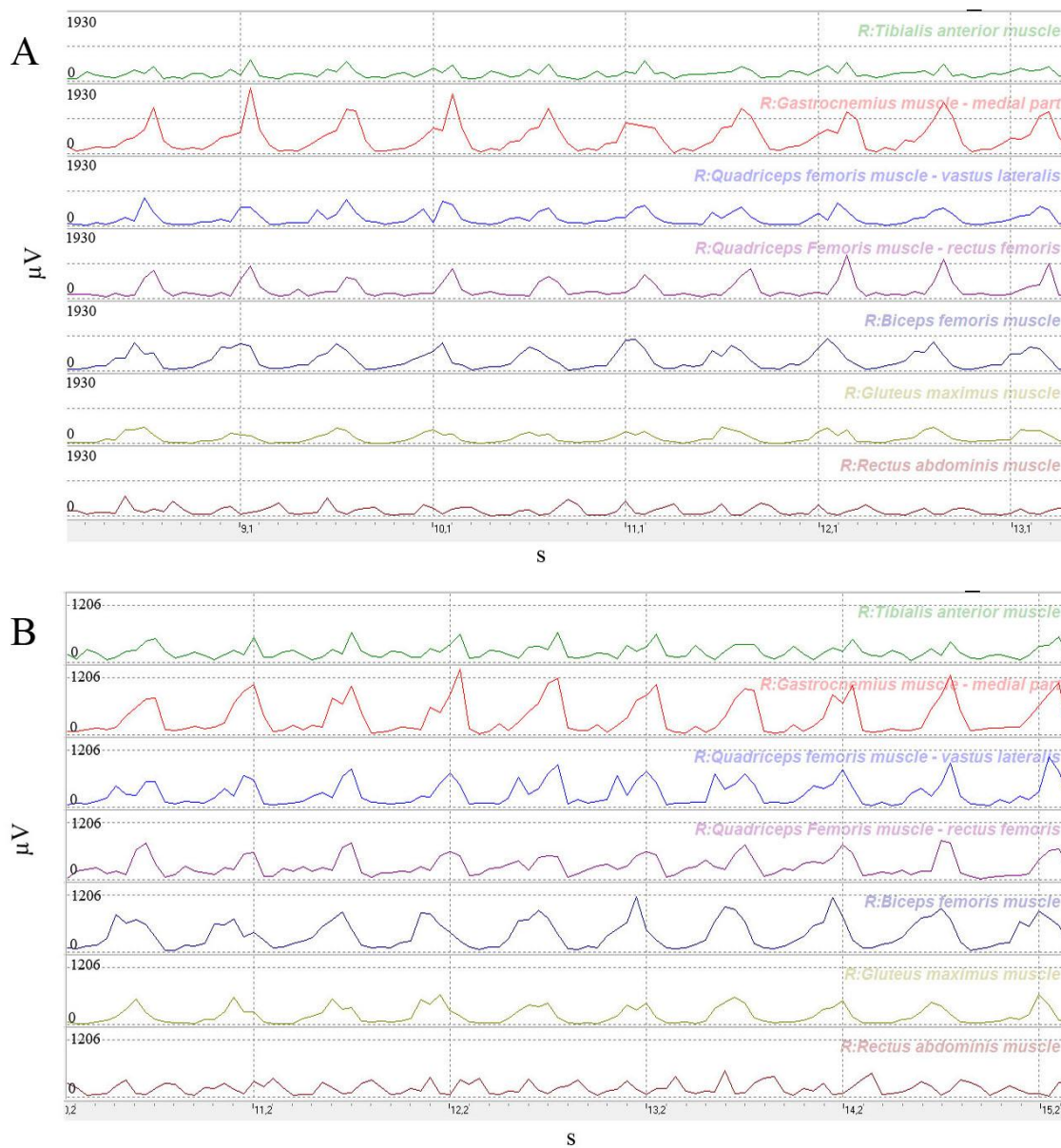
Pro vyhodnocení timingu svalové aktivace je nutné stanovit práh. Zvolili jsme metodu singletreshold a za práh jsme zvolili hodnotu 20 %, jak doporučuje Staude (2001), (15 – 25 %) nebo Hug a Dorel (2009), (20 %). Z hlediska správné evaluace je nutné stanovit dobu, po kterou se sval udrží nad stanoveným prahem. Z důvodu dynamického pohybu byla hodnota zvolena na 10 ms.

Při intra i interindividuálním hodnocení pomocí matematické statistické metody ANOVA jsme hodnotili maximální hodnoty křivek, plochy pod křivkami a průměrné EMG.

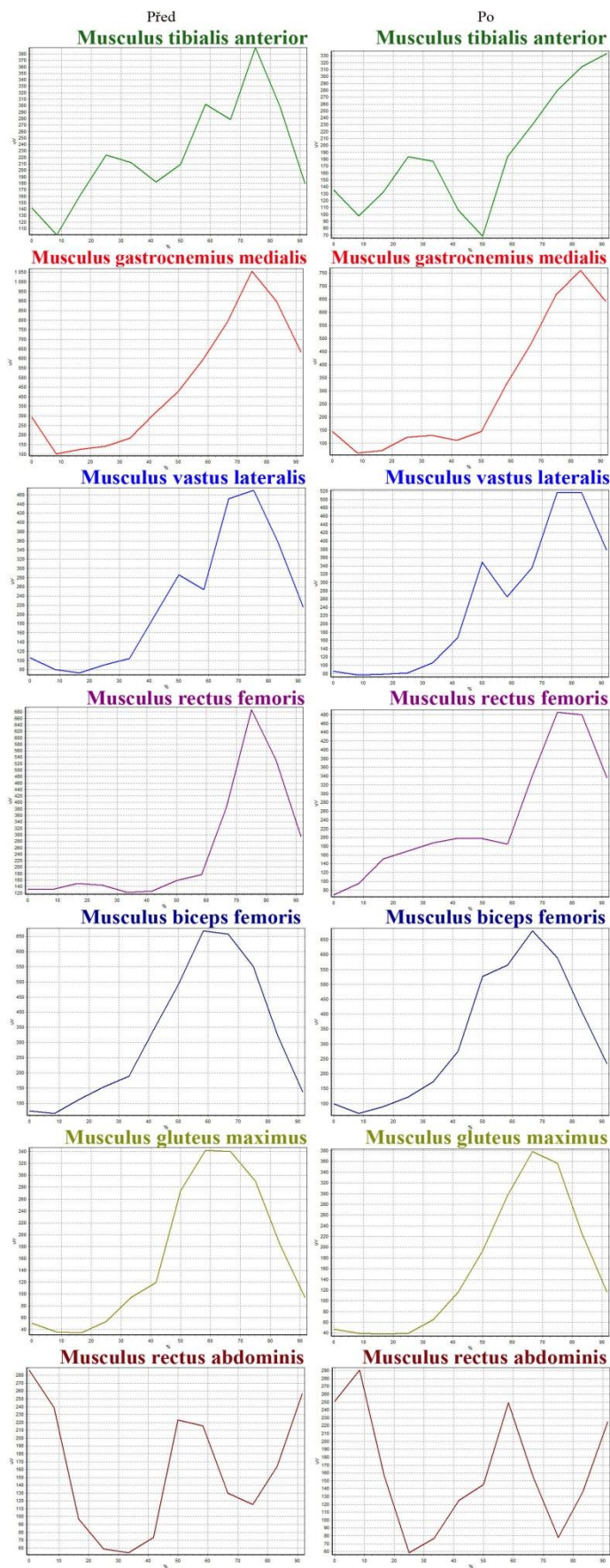
8 Výsledky

Kvůli velkému objemu hodnocených dat jsou v této kapitole zobrazeny pouze data prvního probanda a společná data zobrazující výsledky matematické statistické metody ANOVA. Všechny ostatní výsledky lze nalézt v kapitole přílohy.

8.1 Intraindividuální analýza



Graf 8.1 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 1 před (A) a po (B) provedení SBC



Graf 8.2 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 1

Podle grafů 8.1 a 12.1 až 12.7 jsme popisovali aktivitu jednotlivých svalů během 10 pohybových cyklů jednotlivých probandů. Na dalších grafech 8.2 a 12.8 až 12.14 můžeme vidět těchto 10 pohybových cyklů zprůměrovaných do jedné průměrné EMG křivky.

V aktivitě svalu m. tibialis anterior nenalzáme u nikoho z probandů přesné vzory, podle kterých by sval pracoval. Vrcholy aktivity jsou s obtížemi rozeznatelné přibližně v okamžiku dokroku všech probandů. Jedinými výjimkami je běh po SBC u probandů č. 6 a 7. Zde sval pracuje (především u probanda č. 6 po SBC) s jasnou fází kontrakce a relaxace. Téměř trvalá aktivita svalu koresponduje se zjištěním jiných autorů (Hottenrot a kol, 2001; Pařík a kol, 2010; graf 3.15), kteří tvrdí, že sval musculus tibialis anterior se aktivuje při dorzální flexi v hlezenním kloubu během švihové fáze běhu.

Sval m. gastrocnemius medialis u všech probandů pracuje v jasném střídání kontrakce a relaxace svalu, jak před, tak i po provedení SBC. Výrazná aktivita svalu se zahajuje v okamžiku dokroku; je maximální zhruba v momentě vertikály a poté postupně klesá a chvíli po okamžiku odrazu se snižuje na minimum. U probanda č. 6 a 7 je sice zřetelný hlavní vrchol ve stejném okamžiku jako u ostatních, ale v běhu také nalzáme další, menší vrchol. Tohoto fenoménu si v menší či ojedinělé míře můžeme všimnout i u dalších probandů. Tato druhá aktivace svalu se objevuje zhruba v polovině fáze letu a je výraznější u běhu před SBC a vyjadřuje kontrolu polohy nohy během letové fáze. Po SBC je už tato aktivace do určité míry eliminována a průběh křivky je jasnější a pravidelnější. Zde můžeme usuzovat, že po provedení SBC sval začal pracovat efektivněji (jako sval m. tibialis anterior u probanda č. 6 po SBC) a aktivoval se více v okamžiku dokroku, jak je tomu u ostatních probandů.

M. vastus lateralis je sval posturální zajišťující stabilitu kolenního kloubu během pohybu, což nám dokládají křivky všech probandů (nejlépe proband č. 4). Sval má vrchol aktivace v momentě vertikály při největším zatížení, které působí na tělo sprintera. Nenalzáme zásadní rozdíly před a po provedení SBC.

M. rectus femoris pracoval velmi podobně jako sval m. vastus lateralis. Drobný rozdíl můžeme nalzt u probandů č. 1, 4 a 8, kdy se před hlavním vrcholem aktivace objevuje ještě další aktivita svalu, která nejspíš přispívá ke kontrole flexe v kolenním kloubu a zároveň ke stabilizaci pánve (Hottenrot a kol, 2001). U všech probandů následuje podobná aktivace svalu v okamžiku dokroku, která je poté největší v momentě vertikály, kdy tělo odolává největšímu zatížení.

Sval m. biceps femoris ukázkově pracuje u probandů č. 1 a 6, kdy se střídá kontrakce a relaxace svalu. Sval není tedy zbytečně unavován další prací, což je důležité hlavně jako prevence před zraněním, kdy by měl být běh maximálně uvolněný. A právě u tohoto svalu dochází ve sprinterských disciplínách k častým zraněním z důvodu špatné relaxace svalu. U ostatních probandů je aktivita svalů také jasně zřetelná, nicméně vrcholy jsou již mírně sakadované.

Sval m. gluteus maximus je hlavní propulzní sval pro lokomoci pletencem pánevním, proto jeho relativně stálý průběh aktivity není překvapující. Pracuje velmi podobně jako m. vastus lateralis a m. rectus femoris. Podobný fenomén předaktivace jako u svalu m. rectus femoris můžeme najít u probanda č. 6. U probandů č. 2 a 3 dochází po provedení SBC ke zlepšené práci svalu ve smyslu kontrakce-relaxace.

Sval m. rectus abdominis pracuje ve většině případů mírně chaoticky, vrchol aktivace není výrazný, ale nachází se u všech probandů v momentu vertikály. U probandů č. 1, 3 a 8 nalézáme zřetelně v rámci pohybového cyklu dva téměř stejné vrcholy. Druhý značí, že i pravá strana se aktivovala v momentě vertikály kontralaterální dolní končetiny, u ostatních probandů jistá aktivita vypovídá o tomtéž, ale již ne tak zřetelně. Zajímavé je výrazné snížení aktivity u probanda č. 3 u běhu před SBC po 3 cyklech běhu. Můžeme si to vysvětlit tím, že se proband nesnažil zaujmout správné sprinterské postavení s podsazenou pánví a tím pádem se zvětšila bederní lordóza a sval již neměl správné předpoklady pro vhodné působení. S tím se můžeme setkat především u švihového způsobu běhu.

Tabulka 8.1 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 1

	Průměr (μV)		Minimum (μV)		Maximum (μV)		Plocha po křivkou (μVs)		Medián (μV)	
	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC
<i>M. tibialis anterior</i>	227	189	67	37	606	530	1186	966	212	156
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	470	311	39	28	1840	1149	2459	1597	353	148
<i>M. vastus lateralis</i>	226	247	41	36	800	884	1185	1271	151	174
<i>M. rectus femoris</i>	258	244	62	30	1232	688	1348	1256	158	192
<i>M. biceps femoris</i>	318	320	42	40	916	979	1668	1646	195	220
<i>M. gluteus maximus</i>	163	161	14	19	470	531	854	825	110	95
<i>M. rectus abdominis</i>	152	160	22	28	559	467	792	813	113	142

Tabulky 8.1 a 12.1 až 12.7 nám ukazují základní hodnoty jako je průměr, minimum, maximum, plochu pod křivkou nebo medián EMG křivky.

U probanda č. 1 jsou největší rozdíly nalezeny u svalu musculus gastrocnemius medialis a svalu musculus rectus femoris. U prvně jmenovaného svalu šlo o rozdíly ve všech naměřených hodnotách, kromě minima. Průběh EMG křivky je vizuálně podobný jak při běhu před, tak i při běhu po SBC, stejně tak vrcholy aktivace se nacházejí ve stejný okamžik. Nicméně sval po SBC pracuje celou dobu v „úspornějším“ režimu, jak z pohledu celkové práce (plocha pod křivkou 2459:1597 $\mu\text{V/s}$), maxima v rámci 10 pohybových cyklů (1840:1149 μV), průměru (470:311 μV), tak i mediánu 353:148 μV). Konrad (2005) považuje průměr EMG křivky za nejdůležitější výpočet, který popisuje hrubou inervaci jednotlivých svalů a je nejvíce využíván pro porovnávací analýzu. Druhý jmenovaný sval má výrazný rozdíl pouze v maximu (1232:688 μV), což značí o jasném zvýšení ekonomie práce svalu způsobené zřejmě snížením aktivace funkčních antagonistů. Nicméně oba tyto svaly mají hodnoty maxima po SBC výrazně menší, což nemůžeme říci o všech svalech. Tyto dva svaly pracují tedy po SBC s menší aktivitou. Celkově 5 svalů vykazuje nižší hodnoty po SBC než před SBC.

U probanda č. 2 jsou výrazně rozdílné hodnoty u svalů musculus vastus lateralis, musculus rectus femoris a musculus biceps femoris. U prvního svalu v průměru (222:163 μV), maximu (1143:812 μV) a ploše pod křivkou (1380:924 $\mu\text{V/s}$), kdy jsou hodnoty po SBC menší než před SBC. U druhého svalu v průměru (152:210 μV), maximu (558:749 μV), ploše pod křivkou (930:1179 $\mu\text{V/s}$) a mediánu (84:144 μV). U třetího svalu pouze v ploše pod křivkou (2720:2230 $\mu\text{V/s}$). U 5 svalů (z 6) jsou hodnoty po provedení SBC menší.

U probanda č. 3 vykazují výrazné rozdíly všechny svaly a to po provedení SBC. Veškeré hodnoty je možné nalézt v přílohách v tabulce 12.1. Celkově lze říci, že u tohoto probanda zřejmě ovlivnila SBC běh velmi výrazně. Vycházíme z EMG křivky, která prozrazuje, že čas po SBC byl v rámci 10 pohybových cyklů rychlejší o 0,26 s. Můžeme tedy zavrhnout myšlenku, že atlet po SBC běžel menší rychlostí. Je možné, že běžel s menší intenzitou, ale technicky lépe a uvolněněji, proto byl čas nižší a zároveň svaly pracovaly ekonomičtěji (vyjma svalu musculus rectus abdominis). U 5 svalů (z 6) jsou hodnoty po provedení SBC menší.

U probanda č. 4 je významný rozdíl hodnot nalezen u svalu musculus biceps femoris v průměru (453:539 μV), maximu (1392:1922 μV), ploše pod křivkou (2574:3011 $\mu\text{V/s}$) i mediánu (376:432 μV). U tohoto probanda je zaznamenán nárůst hodnot u čtyř svalů ze sedmi po provedení SBC, přičemž dosažené časy 10 cyklů jsou

téměř stejné. Rozdíly mezi hodnotami nejsou kromě pár výjimek výrazné. Můžeme tedy říci, že oba běhy byly velmi podobné.

U probanda č. 5 nalézáme rozcházející se hodnoty, kdy dva ze sedmi svalů vykazují zvýšené hodnoty po SBC. Jedná se o svaly musculus biceps femoris a musculus gluteus maximus. U dalších pěti svalů nastává opačný jev, kdy tři svaly (musculus gastrocnemius medialis, musculus vastus lateralis a musculus rectus abdominis) vykazují výrazně nižší hodnoty (viz příloha tabulka 12.4). Můžeme tedy říci, že většina svalů pracovala při běhu po SBC s ekonomičtějšími hodnotami a tedy efektivněji, i když musíme brát v potaz, že běh po SBC byl o 0,11 vteřin pomalejší než před SBC.

U probanda č. 6 jsou hodnoty vyšší u 4 svalů u běhu po provedení SBC, a to především u svalu musculus tibialis anterior, a nižší u 3 svalů, veškeré výsledky můžeme nalézt v kapitole přílohy, tabulka 12.5. Zásadní rozdíl mezi hodnotami je u svalu musculus tibialis anterior, kdy kromě minima jsou hodnoty o mnoho vyšší. Je možné, že proband během druhého běhu po SBC zaměřoval svoji pozornost na aktivitu před a při došlapu a tím pádem vzrostly hodnoty tohoto svalu.

U probanda č. 7 se hodnoty snižují u 5 svalů (výrazněji pak u svalu musculus gastrocnemius medialis a musculus biceps femoris). Výrazně se zvyšují hodnoty u jednoho svalu (musculus rectus femoris), vše viz tabulka 12.6. Opět dochází u běh po SBC ke snížení hodnot u většiny měřených svalů.

U probanda č. 8 nalézáme výrazné rozdíly u dvou svalů. Musculus rectus femoris a musculus gluteus maximus mají rozdíly v ploše pod křivkou (679:423 $\mu\text{V/s}$, resp. 1256:1071 $\mu\text{V/s}$). Hodnota u 5 svalů (z 6) je po SBC menší než před provedením SBC: U tohoto probanda jsou hodnoty relativně homogenní, také z pohledu na EMG křivku je průběh aktivity svalů zřetelný a velmi podobný.

Jednoduchý přehled o změnách dvou základních parametrů nám dávají tabulky 8.2 a 8.3, kde můžeme vidět změny ploch pod EMG křivkami (vše v %) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC a změny průměrů křivek (vše v %) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC. Hodnoty vycházejí z tabulek 8.1 a 12.1 až 12.7 a vyjadřují o kolik se v procentech změnila plocha pod křivkou (μV) nebo průměr křivky (μV) při běhu před a po použití SBC.

Tabulka 8.2 Změna plochy pod EMG křivkou (vše v %) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC (N/A – není k dispozici)

	Proband č. 1	Proband č. 2	Proband č. 3	Proband č. 4	Proband č. 5	Proband č. 6	Proband č. 7	Proband č. 8
<i>M. tibialis anterior</i>	-19	-14	-56	-3	-1	138	-10	-10
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	-35	N/A	N/A	-6	-14	4	-31	-6
<i>M. vastus lateralis</i>	7	-33	-63	15	-48	4	-17	N/A
<i>M. rectus femoris</i>	-7	27	-36	5	-8	-20	23	-10
<i>M. biceps femoris</i>	-1	-18	-41	15	25	-15	-16	-2
<i>M. gluteus maximus</i>	-3	-26	-88	9	24	25	-13	-15
<i>M. rectus abdominis</i>	3	-20	23	-23	-22	-31	3	6

Tabulka 8.3 Změna průměru EMG křivky (vše v %) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC (N/A – není k dispozici)

	Proband č. 1	Proband č. 2	Proband č. 3	Proband č. 4	Proband č. 5	Proband č. 6	Proband č. 7	Proband č. 8
<i>M. tibialis anterior</i>	-17	-6	-40	-2	-3	133	-11	-11
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	-34	N/A	N/A	-4	-16	1	-33	-7
<i>M. vastus lateralis</i>	9	-27	-47	17	-48	1	-18	N/A
<i>M. rectus femoris</i>	-5	38	-24	7	-9	-22	22	-11
<i>M. biceps femoris</i>	1	-10	-27	16	23	-18	-17	-3
<i>M. gluteus maximus</i>	-1	-20	-70	10	22	22	-14	-16
<i>M. rectus abdominis</i>	5	-9	28	-21	-23	-31	1	5

Je známo, že opakování pohybu (i cyklického) je do určité míry nemožné, viz graf 4.8. Na základě výpočtu hodnoty průměru lze vypočítat příkon v %. Nejprve je vypočítána průměrná hodnota EMG všech analyzovaných svalů a všechny hodnoty jsou sečteny, výsledné číslo je pak 100 %. Poté je vypočítána hodnota v % pro každý sval. Tato hodnota je částečně distribuční analýzou a může být používána k porovnání poměrů inervace mezi cvičeními (Konrad, 2005).

V tabulce 8.4 můžeme tyto hodnoty porovnat. U probanda č. 1 se výrazněji mění pouze hodnota u svalu musculus gastrocnemius medialis, a to o 7 %. U probanda č. 2 jsou rozdíly v poměru inervace také minimální, největší pak 4% a 6%, u svalu musculus vastus lateralis, resp. svalu musculus rectus femoris. U probanda č. 3 se hodnoty mění výrazně, poměr inervace, neboli příkon ale opět minimálně, nejvíce pak u svalu musculus rectus abdominis, a to o 6 %. U probanda č. 4 a 8 poměr inervace opět dokazuje, že z tohoto pohledu můžeme tvrdit, že šlo o dva relativně stejné pohyby, kdy největší rozdíl u obou probandů jsou pouhá 2 %. Ze všech probandů jsou tyto změny

nejmenší, jedná se z tohoto pohledu tedy o nejlépe reprodukováný pohyb. U probanda č. 5 nalezneme v poměru inervace největší rozdíly u svalů musculus vastus lateralis (7 %) a musculus biceps femoris (6 %). I přes vysokou hodnotu rozdílu ve změně plochy a průměru u probanda č. 6 je poměr inervace ostatních svalů relativně vyrovnaný. Sval musculus tibialis anterior se sice liší o 16 %, ostatní svaly pak již nejvíce o 6 %, a to svaly musculus rectus femoris a musculus biceps femoris, o 5 % a 6 %. I když sval musculus tibialis anterior má tak veliký rozdíl v hodnotách poměru inervace, dalo by se čekat, že ostatní svaly budou touto hodnotou ovlivněny. Ale tento rozdíl se přerozdělí do všech svalů tak, že v důsledku se poměr inervace u ostatních svalů liší jen minimálně. Z pohledu inervace jsou u probanda č. 7 změny nevýrazné, nejvíce o 4% u svalu musculus rectus femoris.

Tabulka 8.4 Poměr inervace (vše v %) jednotlivých svalů v běhu před a po provedení SBC; N - nezměřeno

	Proband č. 1		Proband č. 2		Proband č. 3		Proband č. 4		Proband č. 5		Proband č. 6		Proband č. 7		Proband č. 8	
	Před	Po	Před	Po	Před	Po	Před	Po	Před	Po	Před	Po	Před	Po	Před	Po
<i>M. tibialis anterior</i>	12	12	12	12	8	7	13	12	11	11	16	32	11	11	13	12
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	26	19	N	N	N	N	16	15	19	18	21	19	21	18	18	18
<i>M. vastus lateralis</i>	12	15	19	15	10	11	12	14	15	8	11	10	14	12	N	N
<i>M. rectus femoris</i>	14	15	13	19	10	10	10	10	10	10	16	11	10	14	12	12
<i>M. biceps femoris</i>	18	20	38	37	52	51	22	24	19	25	23	17	20	19	22	23
<i>M. gluteus maximus</i>	9	10	8	7	11	8	16	17	12	16	10	10	12	12	22	20
<i>M. rectus abdominis</i>	8	10	11	10	6	12	10	8	14	12	3	2	12	14	12	14

Dalším hodnoceným parametrem je normalizace vztažená k amplitudě (Winter, Brookes, 1991; Soderberg, Knutson, 2000) a zároveň relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (grafy 8.3 a 12.15 až 12.21).

Na rozdíl od průměru EMG je normalizace vztažená k amplitudě méně reliabilním výsledkem. Je tomu tak proto, že se nejedná o zprůměrování velké řady hodnot, ale jen o zhodnocení maxim v rámci vybraného úseku, což v našem případě je 10 pohybových cyklů. Tím pádem se dají očekávat větší rozdíly ve výsledcích. Výpočet probíhá tak, že se normalizuje maximum EMG křivky jednotlivých svalů. Součet normalizovaných maxim jednotlivých svalů je pak 100 %. Normalizace vztažená k amplitudě jednotlivého svalu je pak počet procent, na kolik se tento jednotlivý sval

podílel na celkové práci všech svalů v okamžiku jejich maxim. Relativní změna vrcholů pak poukazuje na to, jak hodně se normalizované maximum svalů změnilo v běhu po použití SBC.

V případě hodnocení výsledků musíme podotknout, že v případě normalizace vztažené k amplitudě se při relativní změně řádově o 10 % jedná ve výsledku o změnu v jednom procentu (záleží na podílu) v rámci celého souboru měřených svalů, proto je důležité všimnout si především výraznějších rozdílů.

U probanda č. 1 tomu tak bylo u svalů m. vastus lateralis, m. rectus femoris a m. gluteus maximus, kdy hodnoty podílů vrcholů těchto svalů jsou 12 %, 18 % a 9 % při běhu před provedením SBC a 15 %, 14 % a 11 % u běhu po SBC. Relativní změna je pak 25 %, -22 % a 22 %.

U probanda č. 2 se výrazné rozdíly u relativní změny objevují u svalů m. vastus lateralis, m. rectus femoris a m. rectus abdominis, kdy výsledky dosahují hodnot 28 %, -50 % a -21 % a podíly pak při běhu před SBC (po SBC) hodnot 25 % (18 %), 12 % (18 %) a 14 % (11 %).

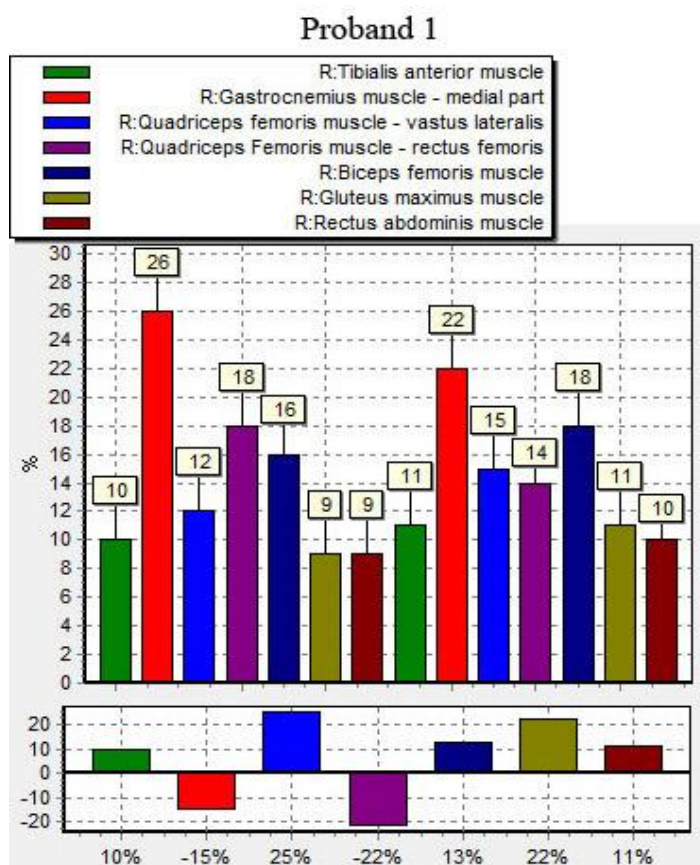
Proband č. 3 dosáhl u 4 z 6 svalů zcela totožného podílu vrcholů svalů při běhu před SBC i při běhu po SBC, čili relativní změna byla vždy 0 % (graf 12.16), navíc u svalu m. biceps femoris jsou hodnoty také minimální: relativní změna -8 % a podíl 50 % (46 %). V tomto ohledu se mu blíží pouze proband č. 4 a 6. Výrazně se tak mění pouze podíl u svalu m. vastus lateralis 11 % (15 %) a relativní změna je o 36 %. V podstatě u obou výše zmíněných svalů je změna podílů stejná – 4 %, ale sval m. vastus lateralis měl hodnoty maxim o dost nižší než sval m. biceps femoris, a proto i relativní změna je o tolik rozdílná. Z tohoto hlediska tak můžeme tvrdit, že maximální aktivace svalů byla až na jeden sval totožná u obou běhů.

Podobné hodnoty nalézáme i u probanda č. 4, kdy všechny měřené svaly se v podílu liší pouze o 1% a relativní změna nepřesáhne u žádného ze svalů 10 %. U tohoto probanda byl z hlediska normalizace vztažené k amplitudě běh před i po SBC v podstatě totožný.

U probanda č. 5 se liší celkem 4 svaly, a to m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris a m. gluteus maximus. Hodnoty podílů jsou 18 % (14 %), 13 % (10 %), 14 % (19 %) a 12 % (10 %). Relativní změny pak -22 %, -23 %, 36 % a 17 %. Změny podílů jsou maximálně o 5 % a i při pohledu na graf 12.18 nemůžeme říci, že by se běhy nějak významně lišily.

Proband č. 6 má 4 svaly bez větších rozdílů, relativní změna je do 10 % a podíly se mění maximálně o 1 %. Naopak svaly m. tibialis anterior, m. rectus femoris a m. biceps femoris mají podíly 11 % (31 %), 14 % (11 %) a 22 % (15 %) a relativní změnu 181 %, -21 % a -32 %. Jelikož u svalu m. tibialis anterior se veškeré výsledky diametrálně liší a ani u dalších probandů nenalézáme podobné rozdíly, můžeme spekulovat, jestli nebyla chyba v měření, jestli se například nepohnuly nebo nepoodlepily elektrody. Nebýt tohoto extrému, tak ani u probanda č. 6 nebyly běhy výrazně odlišné.

U probanda č. 7 nalézáme rozdíly u svalů m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. gluteus maximus, kdy hodnoty podílů jsou 15 % (12 %), 10 % (19 %) a 18 % (15 %), relativní změny -20 %, 90 % a -17 %. Změny podílů i relativní změny jsou homogenní, kromě svalu m. rectus femoris.

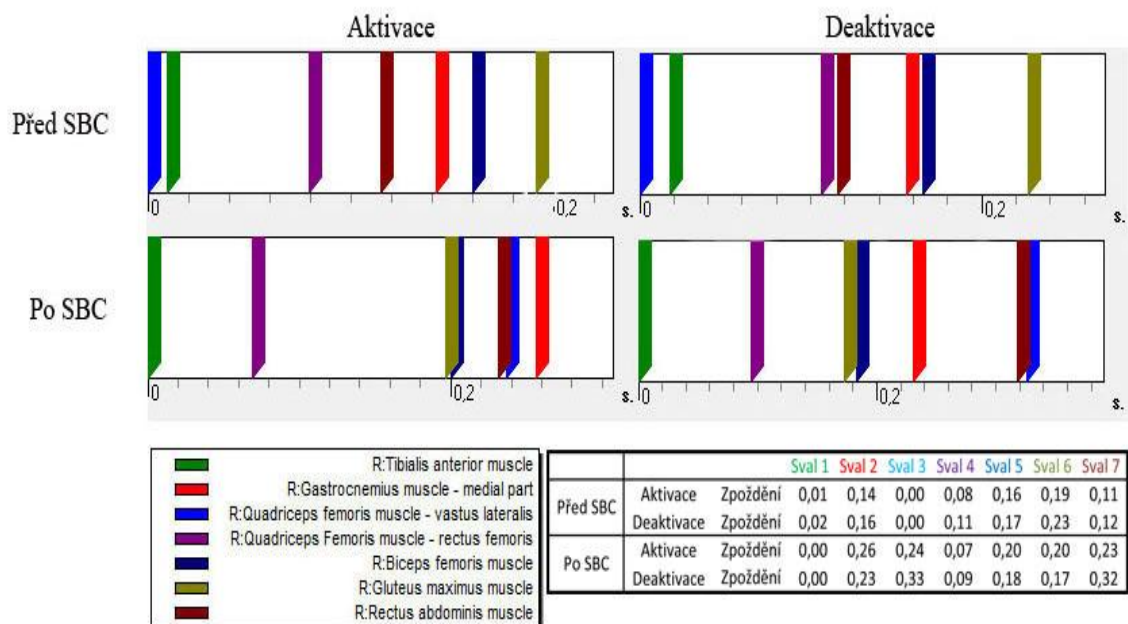


Graf 8.3 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 1

U probanda č. 8 se liší pouze dva svaly m. biceps femoris a m. gluteus maximus, přičemž se nejedná o velké rozdíly. Hodnoty podílů vrcholů těchto svalů jsou 19 % (22 %) a 26 % (22 %) při relativní změně o 16 %, respektive -15 %. I u tohoto probanda je běh před SBC v podstatě stejný jako běh po SBC.

Další z hodnocených parametrů je nástup svalové aktivity a deaktivace, čili pořadí svalů, jak se postupně při běhu aktivovaly a deaktivovaly. Veškerá aktivace se děje v rámci několika setin (obrázky 8.1 a 12.1 až 12.7). Vezmeme-li v potaz, že časové rozdíly v zapojení jsou minimální, můžeme očekávat, že se i pořadí aktivace svalů bude měnit.

V podstatě jediným probandem, kterému se svaly aktivovaly ve stejném pořadí je proband č. 8, v pořadí deaktivace je pak mírný rozdíl, nicméně z tohoto pohledu je pro něj běh před i po SBC totožný. Jediným extrémem je sval m. rectus abdominis, který sice měl nakonec stejné pořadí aktivace, nicméně po SBC se aktivoval o 20 setin dříve. Podobně na tom je už jen proband č. 2 a 7. U prvně jmenovaného se aktivují 4 svaly zcela stejně, zbylé dva pak shodně o 21 setin déle při běhu po SBC. U probanda č. 7 je pořadí také velice podobné, v běhu po SBC se jinak aktivuje pouze sval m. rectus abdominis, a to o 18 setin dříve než při běhu před SBC. U těchto probandů můžeme říci, že oba běhy jsou koordinačně velmi podobné.



Obrázek 8.1 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 1

Pomocí matematické statistické metody ANOVA (Guidetti, Rivellini, Figura, 1996; Pinnington et al., 2005) jsme zjišťovali, jaká je homogenost dvou cvičení, tedy běhu před a po SBC. Hodnotí se rozdíl dvou skupin, přičemž první skupinou je 10 hodnot ploch pod EMG křivkou (vrcholů) před SBC a druhou skupinou je 10 ploch pod křivkou (vrcholů) po SBC. Analýza proběhla ze vzorového počtu 10 po sobě jdoucích cyklů, čili každá hodnota plochy pod křivkou (vrcholu) znamená jeden pracovní cyklus. Výsledky jsou vztaženy vždy k jednomu probandovi, čili intraindividuálně.

Jak je zřejmé z tabulky 8.5, tak pouze 18,9 % (10 hodnot z 53) výsledků na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ a při $F_{krit} = 4,41$ je nehomogenních. 15,1 % (8 hodnot z 53) výsledků se vyznačuje homogeností na hladině významnosti $\alpha = 0,01$ a při $F_{krit} = 8,29$ a zbylých 66 % (35 hodnot z 53) výsledků se vyznačuje vysokou homogeností na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ a při $F_{krit} = 4,41$.

Tabulka 8.5 Matice hodnot F při statistické analýze ANOVA na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 4,41$ pro 10 ploch pod křivkou před a po SBC (2 skupiny); N - nezměřeno, tučné hodnoty znamenají homogenost skupin, podtržená hodnota značí homogenost skupin na hladině významnosti $\alpha = 0,01$ a při $F_{krit} = 8,29$

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8
<i>M. tibialis anterior</i>	34,81	<u>4,93</u>	14,17	0,56	0,03	100,21	1,87	<u>7,90</u>
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	146,30	N	N	3,03	<u>7,45</u>	0,17	27,23	4,34
<i>M. vastus lateralis</i>	0,82	51,73	70,78	3,83	27,25	0,14	3,52	N
<i>M. rectus femoris</i>	2,74	3,13	<u>5,49</u>	3,84	0,95	4,20	<u>5,09</u>	3,18
<i>M. biceps femoris</i>	0,12	3,62	17,59	<u>8,17</u>	<u>7,83</u>	2,22	4,26	0,30
<i>M. gluteus maximus</i>	2,15	<u>7,55</u>	64,02	4,28	3,93	2,80	2,34	2,51
<i>M. rectus abdominis</i>	0,15	2,07	0,77	3,01	4,16	3,12	0,08	1,70

Velmi podobné výsledky můžeme nalézt i v tabulce 8.6. Zde je hodnot o poznání méně, a to z toho důvodu, že u určitých svalů není možné zřetelně identifikovat a určit počet vrcholů v rámci vybraného vzorku (grafy 8.1 a 12.1 až 12.7). Při hodnocení homogenosti skupin podle hodnot vrcholů je 20,6 % (7 hodnot z 35) na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ a při $F_{krit} = 4,41$ nehomogenních. 5,9 % (2 hodnoty z 35) výsledků se vyznačuje homogeností na hladině významnosti $\alpha = 0,01$ a při $F_{krit} = 8,29$

a zbylých 73,5 % (26 hodnot z 35) výsledků se vyznačuje vysokou homogeností na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ a při $F_{krit} = 4,41$.

Tabulka 8.6 Matice hodnot F při statistické analýze ANOVA na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 4,41$ pro 10 vrcholů před a po SBC (2 skupiny); N - nezměřeno, tučné hodnoty znamenají homogenost skupin, podtržená hodnota značí homogenost skupin na hladině významnosti $\alpha = 0,01$ a při $F_{krit} = 8,29$

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8
<i>M. tibialis anterior</i>	N	N	<u>8,23</u>	N	N	N	N	N
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	18,91	N	N	1,08	4,30	0,07	N	3,74
<i>M. vastus lateralis</i>	0,90	42,60	4,13	4,26	14,10	0,21	0,87	N
<i>M. rectus femoris</i>	21,99	4,21	19,81	0,02	4,34	<u>8,04</u>	30,24	0,01
<i>M. biceps femoris</i>	0,30	0,92	43,12	4,34	N	2,89	2,52	0,25
<i>M. gluteus maximus</i>	4,01	N	N	2,21	1,14	0,62	4,35	2,65
<i>M. rectus abdominis</i>	N	N	N	N	N	N	N	N

8.2 Interindividuální analýza

V první tabulce 8.7 hodnotíme skupiny v rámci ploch pod křivkou a vrcholů. Každá skupina představuje jednoho probanda. Hodnot ploch pod křivkou je tedy většinou 10 u každého probanda (pohybový vzorek se skládá z 10 jednotlivých běžeckých cyklů), méně skupin je pouze u výsledků, kdy se nepodařilo konkrétní sval správně změřit. U vrcholů se jednalo o stejný problém jako při intraindividuálním hodnocení.

V případě hodnocení skupin před a po SBC (tabulka 8.8) se jedná většinou o 8 skupin (svalů u jednotlivých probandů), případně o 7 a 6 skupin (v případě menšího počtu změřených svalů). Plochy pod křivkou jsou hodnoty z celého pohybového vzorku 10 cyklů, vrcholy jsou maxima v rámci celého pohybového cyklu a průměr EMG je průměr celého pohybového cyklu 10 cyklů, vždy jednotlivého probanda.

Tabulka 8.7 Matice hodnot F na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 2,14$ pro 10 vrcholů a ploch pod křivkou interindividuálně (8 skupin); N – nezměřeno, tučné hodnoty jsou pro $F_{krit} = 2,25$ (7 skupin), podtržené hodnoty jsou pro $F_{krit} = 2,39$ (6 skupin) a hodnoty kurzívou jsou pro $F_{krit} = 2,58$ (5 skupin)

	Vrcholy	Plochy pod křivkou
<i>M. tibialis anterior</i>	N	42,85
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	37,95	<u>73,46</u>
<i>M. vastus lateralis</i>	12,27	6,36
<i>M. rectus femoris</i>	17,35	15,74
<i>M. biceps femoris</i>	78,73	56,56
<i>M. gluteus maximus</i>	<u>46,78</u>	75,99
<i>M. rectus abdominis</i>	N	10,53

Tabulka 8.8 Matice hodnot F na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 4,60$ pro 8 vrcholů, ploch pod křivkou a průměrů EMG pro skupiny před a po SBC (2 skupiny); tučné hodnoty jsou pro $F_{krit} = 4,96$ (6 hodnot) a podtržené hodnoty jsou pro $F_{krit} = 4,75$ (7 hodnot)

	Vrcholy	Plochy pod křivkou	Průměr EMG
<i>M. tibialis anterior</i>	0,35	0,16	0,29
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	0,18	1,16	0,76
<i>M. vastus lateralis</i>	<u>1,15</u>	<u>1,56</u>	<u>1,39</u>
<i>M. rectus femoris</i>	1,17	0,13	0,04
<i>M. biceps femoris</i>	0,10	0,17	0,09
<i>M. gluteus maximus</i>	0,28	0,03	0,02
<i>M. rectus abdominis</i>	1,84	0,16	0,08

9 Diskuse

V této kapitole porovnáváme pomocí výsledků běh-sprint před a po použití SBC. Jde nám tedy o to, jestli použití SBC má vliv na aktivitu svalů během běhu-sprintu v atletice. V interindividuální analýze hodnotíme, do jaké míry je běh-sprint individuální záležitostí a jestli nalezneme rozdíly mezi skupinami v běhu před a po SBC.

9.1 Intraindividuální analýza

Na základě porovnání obou křivek před a po provedení SBC není jasné, jak SBC ovlivnila průběh aktivity svalů během atletického běhu. Můžeme nalézt zlepšení práce některých svalů po provedení SBC, nicméně se to týká pouze jednotlivých případů a není to pravidlem. Není tedy zcela zřejmé, že by SBC měla pozitivní vliv na běh. Při porovnání křivek interindividuálně lze říci, že svaly měly vrcholy své aktivace ve stejném okamžiku, ale celkový průběh křivek jednotlivých svalů byl rozdílný. Běh-sprint je z tohoto důvodu individuální záležitostí.

Při pohledu na tabulky zobrazující základní hodnoty jako je průměr amplitudy EMG, maximum, minimum, plocha pod křivkou a medián EMG, můžeme zjistit, že ve většině případů se hodnoty před a po provedení SBC zásadně neliší. Jelikož člověk je individuální bytostí a atletický sprint je náročnou disciplínou na techniku provedení, je možné konstatovat, že není v podstatě možné reprodukovat „stejný“ běh dvakrát za sebou v rámci jedné osoby, natož pak mezi jednotlivými atlety.

Jak je z uvedených výsledků zřejmé, nárůst nebo pokles hodnot po SBC není u této měřené skupiny jednotný. Můžeme se pouze domnívat, jestli různorodost výsledků je zapříčiněna použitím SBC, proměnlivostí běhu nebo dalšími faktory. Některé z těchto výsledků jsou ovlivněny anomálií amplitudy v EMG křivce, týká se to jen maxim, která jsou náchylná na extrémy (nejedná se o zprůměrovanou hodnotu) – musculus biceps femoris u probanda č. 3, musculus vastus lateralis u probanda č. 5, musculus tibialis anterior a musculus rectus femoris u probanda č. 6. Všeobecně se dá říci, že svaly u běhů po SBC měly nižší hodnoty (plocha pod křivkou, průměr EMG křivky, maxima, minima) než u běhů před SBC (celkově 35 svalů z 53), což by mohl být důkaz toho, že běh po SBC je efektivnější a svaly pracují v úspornějším režimu. Nicméně nálezy nejsou jednoznačné. Porovnání obou běhů a změn v hodnotách plochy pod křivkou a změn v hodnotách průměru křivky v procentech můžeme nalézt v tabulkách 8.2 a 8.3. Podporu k výše uvedenému tvrzení můžeme nalézt v tabulce 7.1,

kdy časy obou měřených běhů byly podobné, ale hodnoty stejné nebyly, jak bychom očekávali (očekávali bychom, že bude čas po SBC pomalejší).

I když zapojení svalů, nástupy aktivace a polohy lokálních maxim jsou na první pohled stejné nebo velmi podobné, podrobnější výpočty dávají za pravdu tvrzení, že každý běh je v podstatě novým pohybem. Na druhou stranu, pokud se podíváme na tabulku 8.4, je zřejmé, že jednotlivé podíly inervace svalů v % se výrazně nemění, což je důležitý údaj. Sice se mění hodnoty vrcholů, průměru EMG a ploch pod křivkou, ale poměr inervace (Konrad, 2005) zůstává víceméně stejný, což znamená, že svaly spolupracovaly vždy stejně a stejným poměrem se podílely na výsledném pohybu, ať již šlo o běh před provedením SBC nebo o běh po provedení SBC.

Z hlediska základních hodnot EMG křivky (maximum, průměr, plocha pod křivkou a medián), změn plochy pod EMG křivkou, změn průměru EMG křivky a změn hrubé inervace se u probanda č. 1 nejvíce mění hodnoty u svalu musculus gastrocnemius medialis, a to ve všech výpočtech, u probanda č. 2 hodnoty u svalů musculus vastus lateralis a musculus rectus femoris, u probanda č. 3 hodnoty u všech svalů, u probanda č. 4 hodnoty u svalu musculus biceps femoris, u probanda č. 5 hodnoty u svalů musculus vastus lateralis, musculus biceps femoris, musculus gluteus maximus a musculus rectus abdominis, u probanda č. 6 hodnoty u svalů musculus tibialis anterior a musculus gluteus maximus, u probanda č. 7 hodnoty u svalů musculus gastrocnemius medialis, musculus biceps femoris a musculus rectus femoris a u probanda č. 8 hodnoty u svalů musculus rectus femoris a musculus gluteus maximus.

Z pohledu poměru hrubé inervace se až na jeden extrémní případ (musculus tibialis anterior u probanda č. 6) jedná o pohyby velmi podobné, kdy se svaly inervují v téměř shodném poměru jak při běhu před provedením SBC, tak i při běhu po provedení SBC. Z těchto údajů nemůžeme jasně vyslovit, v jakém smyslu změnila SBC následný běh, spíše je na místě otázka, jestli vůbec z tohoto pohledu SBC běh ovlivnila.

Z výsledků normalizace EMG křivky vztažené k amplitudě a relativní změny jednotlivých svalů je jasné, že jsou odlišné od hodnocení průměru EMG, tudíž pokud sval dosahoval jistého výkyvu v průměru EMG, nemuselo to nutně být z důvodu velkých změn hodnot vrcholů křivky. Všeobecně lze potvrdit, že běh před provedením SBC se výrazně nelišil od běhu po provedení SBC. Procentuální podíl vrcholů běhu před SBC a běhu po SBC byl vyrovnaný, stejně tak i relativní změny jednotlivých

svalů. Rozdíly, které nacházíme, se objevují jen výjimečně a pouze u jednotlivých svalů.

Z pohledu nástupů aktivace a deaktivace svalů můžeme říci, že u probandů č. 2, 7 a 8 jsou oba běhy koordinačně velmi podobné. U ostatních probandů se shodují vždy zhruba 3 až 4 svaly, jak v případě aktivace, tak i deaktivace. I v tomto případě by bylo vhodné a zajímavé tímto parametrem zhodnotit dva identické běhy ihned po sobě u jednoho probanda, do jaké míry se aktivace svalů shoduje. V tuto chvíli se můžeme pouze dohadovat, jestli je to způsobeno vlivem SBC na koordinaci svalů.

Jak je zřejmé z výsledků matematické statistické metody ANOVA v intraindividuální rovině, tak běh před i po SBC byl velmi podobný a u obou dvou zkoumaných parametrů (plochy pod křivkou a vrcholy) vykazuje zhruba 80 % výsledků homogenost skupin, čili běhu před i po SBC. Je tím řečeno to, že skupiny hodnot u běhu před SBC k běhu po SBC se v rámci jednotlivých probandů významně nelišily. Z hlediska tohoto parametru můžeme tedy vyřknout závěr, že oba běhy byly stejné.

9.2 Interindividuální analýza

V interindividuální analýze jsme se snažili posoudit, jestli běhy mezi probandy z hlediska homogenosti skupin jsou stejné nebo rozdílné (tabulka 8.7), vyhodnotili jsme vždy běh před SBC. Zároveň jsme se snažili zodpovědět, zdali je běh před i po SBC stejný i napříč jednotlivci pomocí ploch pod křivkami, vrcholů a průměru EMG (tabulka 8.8).

Jak lze vidět na tabulce 8.7, veškeré naměřené hodnoty pomocí matematické statistické metody ANOVA vykazují na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ a při $F_{\text{krit}} = 2,25-2,58$ nehomogenost skupin, a to velmi výrazně. Z tohoto pohledu můžeme tvrdit, že interindividuální porovnání práce svalů je zcela odlišné a každý proband pracuje podle svého vzorce, specificky. Hodnoty F naměřené na základě výsledků ploch pod křivkami a vrcholů dokazují, že svaly u každého jedince pracují s jiným objemem práce a s jinou maximální aktivitou. Tímto vyhodnocením se potvrzuje teze, že běh je specifickým projevem každého jedince a zároveň metoda EMG je nejreliabilnější pouze v rámci hodnocení intraindividuálně.

Tabulka 8.8 ukazuje pravý opak tabulky 8.7. Všechny hodnoty získané výpočtem na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ se nacházejí pod stanovenou kritickou hodnotou F, zde v rozmezí 4,60-4,95. Výsledné hodnoty jsou vskutku malé a poukazují

na velmi vysokou homogenost skupin, tedy během před a po SBC. Z těchto údajů lze tvrdit, že interindividuálním hodnocením běhu před i po SBC, je běh stejný.

10 Závěry

Veškeré úkoly této práce jsme splnili. Základem, z kterého práce vychází, je teoretický úvod. Stanovili jsme základní parametry jako datum měření, délku a počet měřených úseků, intenzitu cvičení a dobu odpočinku. Vybrali jsme vhodný soubor probandů a relevantní svaly k měření. Byla stanovena kritéria pro verifikaci hypotéz. Po stanovení základních parametrů jsme realizovali terénní měření, vyhodnotili získaná data, sumarizovali výsledky a postulovali závěry spolu s verifikací či falzifikací stanovených hypotéz.

Cílem této práce byla komparativní analýza zapojení svalů při běhu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení. Jestli speciální běžecká cvičení ovlivnila následný sprinterský běh a to jak v intraindividuální, tak i v interindividuální rovině. Zároveň bylo cílem zjistit, jestli existují významné rozdíly v zapojení svalů mezi jednotlivými probandy.

Z porovnání křivek běhu-sprintu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení nemůžeme jasně vyslovit závěr, jestli speciální běžecká cvičení měla vliv na aktivitu svalů po provedení speciálních běžeckých cvičení. Z porovnání křivek se můžeme přiklonit k verifikaci nulové hypotézy H_{10} : Bylo potvrzeno, že neexistuje intraindividuální rozdíl v běhu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení. Alternativní hypotéza H_{11} je tímto falzifikována.

Podle hodnot průměrů EMG křivky, maxim, minim, ploch pod křivkou a mediánů EMG křivky verifikujeme alternativní hypotézu H_{11} : Bylo potvrzeno, že existuje intraindividuální rozdíl v běhu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení. Nulová hypotéza H_{11} je tímto falzifikována. Tento intraindividuální rozdíl je naprosto jedinečný u každého jedince.

Podle poměru inervace, normalizace EMG křivky vztažené k amplitudě, relativní změny jednotlivých svalů a podle aktivace a deaktivace svalů jsme potvrdili, že můžeme verifikovat nulovou hypotézu H_{10} : Bylo potvrzeno, že neexistuje intraindividuální rozdíl v běhu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení. Alternativní hypotéza H_{11} je tímto falzifikována.

Hodnoty F vypočítané pomocí matematické statistické metody ANOVA na základě hodnocení ploch pod křivkami a vrcholů křivek verifikují nulovou hypotézu H_{10} : Bylo potvrzeno, že neexistuje intraindividuální rozdíl v běhu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení. Alternativní hypotéza H_{11} je tímto falzifikována.

Z porovnání křivek běhu-sprintu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení mezi jednotlivými probandy můžeme vyslovit závěr poukazující na individuálnost běhu. Z porovnání křivek verifikujeme alternativní hypotézu H_{21} : Existuje interindividuální rozdíl mezi jednotlivci v běhu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení. Nulová hypotéza H_{20} je tímto falzifikována.

Hodnoty F naměřené na základě výsledků ploch pod křivkami a vrcholů dokazují, že svaly u každého jedince pracují s jiným objemem práce a s jinou maximální aktivitou. Na základě interindividuální analýzy pomocí matematické statistické metody ANOVA můžeme verifikovat hypotézu H_{21} : Existuje interindividuální rozdíl mezi jednotlivci v běhu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení. Nulová hypotéza H_{20} je tímto falzifikována.

Na základě výsledků matematické statistické metody ANOVA z tabulky 8.8 můžeme verifikovat nulovou hypotézu H_{30} : Neexistuje rozdíl v běhu mezi skupinami před a po provedení speciálních běžeckých cvičení. Alternativní hypotéza H_{31} je tímto falzifikována.

Ze zjištěných výsledků je tedy zřejmé, že speciální běžecká cvičení nemají zásadní okamžitý vliv na průběh následného sprinterského běhu. Proto používání speciálních běžeckých cvičení hraje důležitější roli v samotném tréninku jako prostředek na rozvoj požadované schopnosti, nežli jako prostředek, který nám napomáhá k aktuálnímu zlepšení běhu z pohledu práce svalů. Speciální běžecká cvičení pomáhají atletovi v rámci rozcvičení se lépe připravit na závod nebo trénink spíše po psychické stránce, než že by měly velký vliv na samotný běh. Můžeme je posuzovat jako rituál pro vyladění aktuálního psychického předstartovního stavu. Z geneze sportovní výkonnosti závodníka vysoká úroveň fixace pohybového stereotypu ztrácí smysl a nastupuje důležitost aktuálního psychického stavu. Stejně tak tomu může být i po zranění.

Existují velké rozdíly v zapojení a aktivitě jednotlivých svalů mezi probandy. Díky těmto zjištěním můžeme tvrdit, že atletický sprint je individuální záležitostí.

Z výsledků můžeme říci, že pro tuto skupinu výkonnostních sportovců, kteří mají svoje stereotypy velmi pevně fixovány, nemůžou krátké vstupy speciálních běžeckých cvičení koordinačně nic změnit. Speciální běžecká cvičení jsou optimální prevencí poškození struktur pohybové soustavy sportovce, ať již formou specifického rozcvičení, tak již formou zahřátí exponovaných oblastí pohybové soustavy.

SBC neovlivní koordinační charakteristiky sprintu u sportovců na velmi vysoké výkonnostní úrovni s velmi dobře fixovaným pohybovým stereotypem.

Doporučení pro další měření:

Bylo by vhodné provést stejné měření a následné vyhodnocení dvou běhů ihned po sobě a zjistit tak, jestli nalezené hodnoty v této práci jsou ovlivněny použitím právě speciálních běžeckých cvičení nebo, zdali jsou ovlivněny pouze různorodostí technicky náročného pohybu, kterým je zde atletický sprint. Probandi běželi pouze jedenkrát před a jedenkrát po použití speciálních běžeckých cvičení z důvodu nástupu možné únavy (předtím proběhlo rozcvičení, běžecké úseky, speciální běžecká cvičení). Bylo by rozumné provést analýzu více sprinterských úseků v rámci jednoho terénního měření.

11 Seznam literatury

1. Arsenault, A., B., Winter, D., A., Marteniuk, R., G., Hayes, K., C. How many strides are required for the analysis of electromyographic data in gait? *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 1986, 18, p. 133-135.
2. Basmajian, J., V., De Luca, C., J. *Muscles alive: Their functions revealed by their electromyography*. 5th edition. USA, Baltimore: Williams&Wilkins, 1985.
3. Bednařík, J. a kol. *Nemoci kosterního svalstva*. Praha: Triton, 2001.
4. Beran, P. Kinogramy. In *Atletika*, 2008, 60, 10, s 27.
5. Bramble, D., M., Lieberman, D., E. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 2004, 432, p. 345-352.
6. Bowers, J., E. A New Model for the Origin of Bipedality. *Human Evolution*, 2006, 21, p. 241-250.
7. Bruce, E., N., Goldman, M., D., Mead, J., A. A digital computer technique for analyzing respiratory muscle EMG's. *Journal of Applied Physiology*, 1977, 43, p. 551-556.
8. Carr, G. *Fundamentals of track and field*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1999.
9. Cavanagh, P., R. *Biomechanics of distance running*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1990.
10. Cavanagh P., R. The biomechanics of the lower extremity action in distance running. *Foot and Ankle*, 1987, 7, p. 197-217.
11. Clarys, J., P. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 2000, 43, 10, p. 1750-1762.
12. Čihák, R. *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing, 2006.
13. Čilík, I., Rošková, M. *Základy atletiky*. Banská Bystrica: Fakulta humanitných vied, Univerzita Mateja Bela, 2003.
14. Čoh, M., Peharec, S., Bačić, P. Dynamic, kinematic and EMG parametres of squat jump and drop jump. *5th International Scientific Conference on Kinesiology* (pp. 229-234). Slovenia: University of Ljubljana, Faculty of Sport, 2008.
15. De Luca, C., J. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*, 1993, 16, 2, 210-216.
16. De Luca, C., J. [Online]. *The use of surface electromyography in biomechanics*. The international Society for Biomechanics [Citace: 15. 2. 2012]. Dostupné z: <<http://www.delsys.com/>>.

17. De Luca, C., J., Merletti, R. Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1998, 69, p. 568-575.
18. Dietz, V. *Der Aussagewert der Elektromyographie bei der spastischen Bewegungstörung*. EMG Meeting 94 – Beilage. Berlin, 1994.
19. Dillman, C., J. Kinematic analysis of running. *Exercise Sports Science Revue*, 1975, 3, p. 193-218.
20. Dorel, S., Couturier, A., Hug, F. Influence of different rating positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2008, 19, p. 44-54.
21. Dostál, E. *Sprinty*. Praha: Olympia, 1985.
22. Dovalil, J. a kol. *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia, 2002.
23. Dubo, H., I., Peat, M., Winter, D., A., Quanbury, A., O., Hobson, D., A., Steinke, T. a kol. Electromyographic temporal analysis of gait: normal human locomations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1976, 57, p. 415-420.
24. Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J., N., Grappe, F. Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral swap. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008, 18, p. 116-127.
25. Dufek, J. *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995.
26. Enoka, R. *Neuromechanics of human movement*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2003.
27. Ericson, M. On the biomechanics cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine Supplement*, 1996, 16, p. 1-43.
28. Fox, E., L., Mathews, D., K. *Interval Training: Conditionning for Sports and General Fitness*. Orlando: Saunders College Publishing, 1974.
29. Frigo, C., Shiavi, R. Applications in movement and gait analysis. In *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. Hoboken: Wiley inter-science, 2004, p. 381-397.
30. Granata, K., P., Ikeda, A., J., Abel, M., F. Electromechanical delay and reflex response in spastic cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2000, 81, p. 888-894.

31. Goor, C. et al. *Current practice of clinical electromyography*. Amsterdam: Elsevier, 1984.
32. Guidetti, L., Rivellini, G., Figura, F. EMG patterns during running: intra- and inter-individual variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1996, 6, p. 37-48.
33. Hawley, J., A. *Running*. Oxford: Blackwell Science Ltd, 2000.
34. Heynen, M. Hamstring injuries in sprinting. *New Studies in Athletics*, 2001, 16, 3, p. 43-48.
35. Hendl, J. *Úvod do kvalitativního výzkumu*. Praha: Karolinum, 1999.
36. Hlína, J. Běh mužů a žen na 100 a 200 m. In V. Millerová, J. Hlína, A. Kaplan, V. Korbel. *Běhy na krátké tratě*. Praha: Olympia, 2001, s. 5-47.
37. Hlína, J., Moravec P. *Analýza běhu na 100 metrů: mistrovství světa – Řím 1987*. Dílčí zpráva výzkumného úkolu SPTR N 01-333-801 DÚ 04 E 08. Praha: FTVS UK, 1989.
38. Hlína, J., Moravec P. *Analýza běhu na 100 metrů: olympijské hry – Soul 1988*. Dílčí zpráva výzkumného úkolu SPTR N 01-333-801 DÚ 04 E 08. Praha: FTVS UK, 1990.
39. Hoffman, S., J. *Introduction to kinesiology*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2009.
40. Hottenrott, K., Neumann, G. *Das grosse Buch vom Laufen*. Aachen: Meyer & Meyer Verlag, 2002.
41. Hug, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011, 21, p. 1-12.
42. Hug, F., Dorel, S. Electromyographic analysis of pedalling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, 19, p. 182-198.
43. Hug, F., Turpin, N., A. Guevel, A., Dorel, S. Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? *Journal of Applied Physiology*, 2010, 108, p. 1727-1736.
44. Choutka, M., Dovalil, J. *Sportovní trénink*. Praha: Olympia, 1987.
45. Ito, A., Ishikawa, M., Isoletho, J., Komi, P., V. Changes in the step width, step length and step frequency of the world's top sprinters. In *IAAF New Studies in Athletics* (p. 13-17). Maidenhead: Meyer & Meyer Sport (UK) Ltd, 2009.
46. Janda a kol. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing, a.s, 2004.

47. Janura, M., Rodová, D., Mayer, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, 4, s. 173 – 177.
48. Joch, W. Leistungsstruktur in den Sprint- und Hürdendisziplinen. In W. Joch, *Rahmentrainingsplan für das Aufbautraining* (pp. 18-44). Aachen: Meyer & Meyer Verlag, 1992.
49. Kadaba, M., P., Wootten, M., E., Gainey, J., Cochran, G., V. Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *Journal of Orthopaedic research*, 1985, 3, p. 350-359.
50. Kamen, G., Gabriel, D., A. *Essentials of electromyography*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2010.
51. Karas, V., Otáhal, S. *Úvod do biomechaniky svalové činnosti při tělesném pohybu člověka*. Praha: SPN, 1972.
52. Karas, V., Otáhal, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Skripta Katedra anatomie a biomechaniky. Praha: UK FTVS, 1991.
53. Kněnický, K. a kol. *Technika lehkooatletických disciplín*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1974.
54. Komi, P., Gollhofer, A. Stretch reflex can have an important role in force enhancement during SSC exercises. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997, 13, 14, p. 451-459.
55. Konrad, P. *The ABC of EMG – A practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Scottsdale: Noraxon, 2005.
56. Krajča, V., Petránek, S. Supplementum. Počítačová elektroencefalografie: Úvod do problematiky. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 1995, 58, s. 1-38.
57. Kučera, M., Dylevský, I. a kol. *Pohybový systém a zátěž*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 1997.
58. Laplaud, D., Hug, F., Grelot, L. Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedalling exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2006, 16, p. 158-166.
59. Li, L., Baum, B., S. Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at different pedalling frequencies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2004, 14, p. 647-652.
60. Liebenberg, L. Persistence hunting by modern hunter-gatherers. *Current Anthropology*, 2006, 47, p. 1017-1026.

61. Lieberman, D., E., Bramble, D., M., Raichlen, D., A., Shea, J., J. The evolution of endurance running and the tyranny of ethnography: A reply to Pickering and Bunn (2007). *Journal of Human Evolution*, 2007, p. 1-4.
62. Lynne, A., I., Truman, P., Y. The evolution of bipedalism in hominids and reduced group size in chimpanzees: alternative responses to decreasing resource availability. *Journal of Human Evolution*, 1996, 30, p. 389-397.
63. Mann, R., A., Hagy, J. Running, jogging and walking: a comparative electromyographic and biomechanics study. In J. E. Bateman, A. W. Trott, *The foot and ankle* (167-175). American Orthopaedic Foot Society. New York: Thieme-Stratton, 1980.
64. McClay, I., S., Lake, M., J., Cavanagh, P., R. Muscle activity in running. In P. R. Cavanagh, *Biomechanics of distance running* (165-186). Champaign, IL: Human Kinetics, 1990.
65. Merletti, R., Parker, P. *Electromyography*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, 2004.
66. Měkota, K., Cuberek, R. *Pohybové dovednosti-činnosti-výkony*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, 2007.
67. Měkota, K., Novosad, J. *Motorické schopnosti*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, 2005.
68. Míková, M. [Online]. *Klinická a přístrojová diagnostika v praxi* [Citace 10.8.2012]. Dostupné z: <http://krtvl.upol.cz/prilohy/101_1174427151.pdf>.
69. Mohylová, J., Krajča, V. *Zpracování signálu v lékařství*. Žilina: ŽU Žilina, 2004.
70. Murray, M., P., Mollinger, L., A., Gardner, G., M., Sepic, S., B. Kinematic and EMG patterns during slow, free and fast walking. *Journal of Orthopaedic research*, 1984, 2, p. 272-280.
71. Noakes, T. *Lore of running*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2003.
72. Otáhal, S., Tlapáková, E., Šorfová, M. [Online]. *Kompendium biomechanika* [Citace: 9.2.2012]. Dostupné z: <<http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php>>.
73. Pánek, D., Pavlů, D., Čermusová, J. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, 16, 4, s. 177-180.
74. Pánek, D., Pavlů, D., Čermusová, J. Rychlost vedení akčního potenciálu svalu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, 16, 3, s. 96-101.

75. Pařík, O., Hojka, V., Kračmar, B. Srovnání aktivace vybraných svalů při běhu – sprintu a při zakopávání. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2011, 18, 1, s. 25-31.
76. Pařík, O., Hojka, V., Pavelka, R. Srovnání aktivace vybraných svalů při běhu – sprintu a při předkopávání. *Česká kinantropologie*, 2011, 15, 1, s. 26-36.
77. Pařík, O., Pavelka, R., Vystrčilová, M., Mrůzková, M. Změny povrchového napětí svalů po provedení speciálních běžeckých cvičení. *Česká kinantropologie*, 2010, 14, 2, s. 28-36.
78. Pavlů, D., Pánek, D., Kalvasová, E. Elektromyografická analýza cvičení s pružným tahem v oblasti trupu – případová studie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, 16, 3, s. 109-115.
79. Perry, J. *Gait analysis normal: normal and pathological function*. Slack, 1992.
80. Pickering, T., R., Bunn, H., T. The endurance running hypothesis and hunting and scavenging in savanna-woodlands. *Journal of Human Evolution*, 2007, 53, p. 10-16.
81. Pinnington, H., C., Lloyd, D., G., Besier, T., F., Dawson, B. Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences running on a firm surface compared with soft, dry sand. *Journal of Applied Physiology*, 2005, 94, p. 242-253.
82. Powers, S., K. & Howley, E., T. *Exercise Physiology. Theory and Application to Fitness and Performance*. 6th Edition. New York: McGraw-Hill International Edition, 2007.
83. Prasartwuth, O., Allen, T., J., Butler, J., E., Gandevia, S., C., Taylor, J., L. Length-dependent changes in voluntary activation, maximum voluntary torque and twitch responses after eccentric damage in humans. *Journal of Physiology*, 2006, 571, p. 243-252.
84. Reaz, M., B., I., Hussain, M., S., Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, 2006, 8, 1, p. 11-35.
85. Rodová, D., Mayer, M., Janura, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2001, 4, s. 173-177.
86. Shiavi, R., Champion S., Freeman, F., Griffin, P. *Variability of electromyographic patterns for level-surface walking through a range of self-selected speeds*. Bull Prosther Res, 10-35:5-14, 1981.

87. Shiavi, R., Frigo, C., Pedotti, A. Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1998, 36, p. 171-178.
88. Shiavi, R., Green, N. Ensemble averaging of locomotor electromyographic patterns using interpolation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1983, 21, p. 573-578.
89. Soderberg, G., L., Knutson, L., M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical Therapy*, 2000, 80, p. 485-498.
90. Solomonov, M., Baratta, R., Bernardi, M., Zhou, B., Lu, Y., Zhu, M. et al. Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1994, 4, p. 131-142.
91. Staude, G., H. Precise onset detection of human motor response using a whitening filter and the log-likelihood-ratio test. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2001, 48, p. 1292-1305.
92. Stegeman, D.,F., Hermens, H., J. [Online]. *Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)"* [Citace: 4.2.2011]. Dostupné z: <<http://www.med.inu-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>>.
93. Svatoš, J. *Biologické signály I. Geneze, zpracování a analýza*. Praha: ČVUT, 1998.
94. Svoboda, L. Kinogramy. In *Atletika*, 2008, 60, 10, s 25.
95. Tlapáková, E. *Biomechanická interpretace elektromyografu*. Kandidátská disertační práce. Praha: FTVS UK., 1981.
96. Travell, J., G., Simons, D., G. *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual. Vol. 2*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1999.
97. Ulrich, J. Krempel, R., Haag, E., Müller, H. *Leichtathletik 1, Laufen*. Reinbek bei Hamburg: Verlag GmbH, 1995.
98. Véle, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006.
99. Vindušková, J. a kol. *Základy atletiky*. Praha: UK FTVS, 2006.
100. Von Tscherner, V. Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specific resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000, 10, p. 433-435.

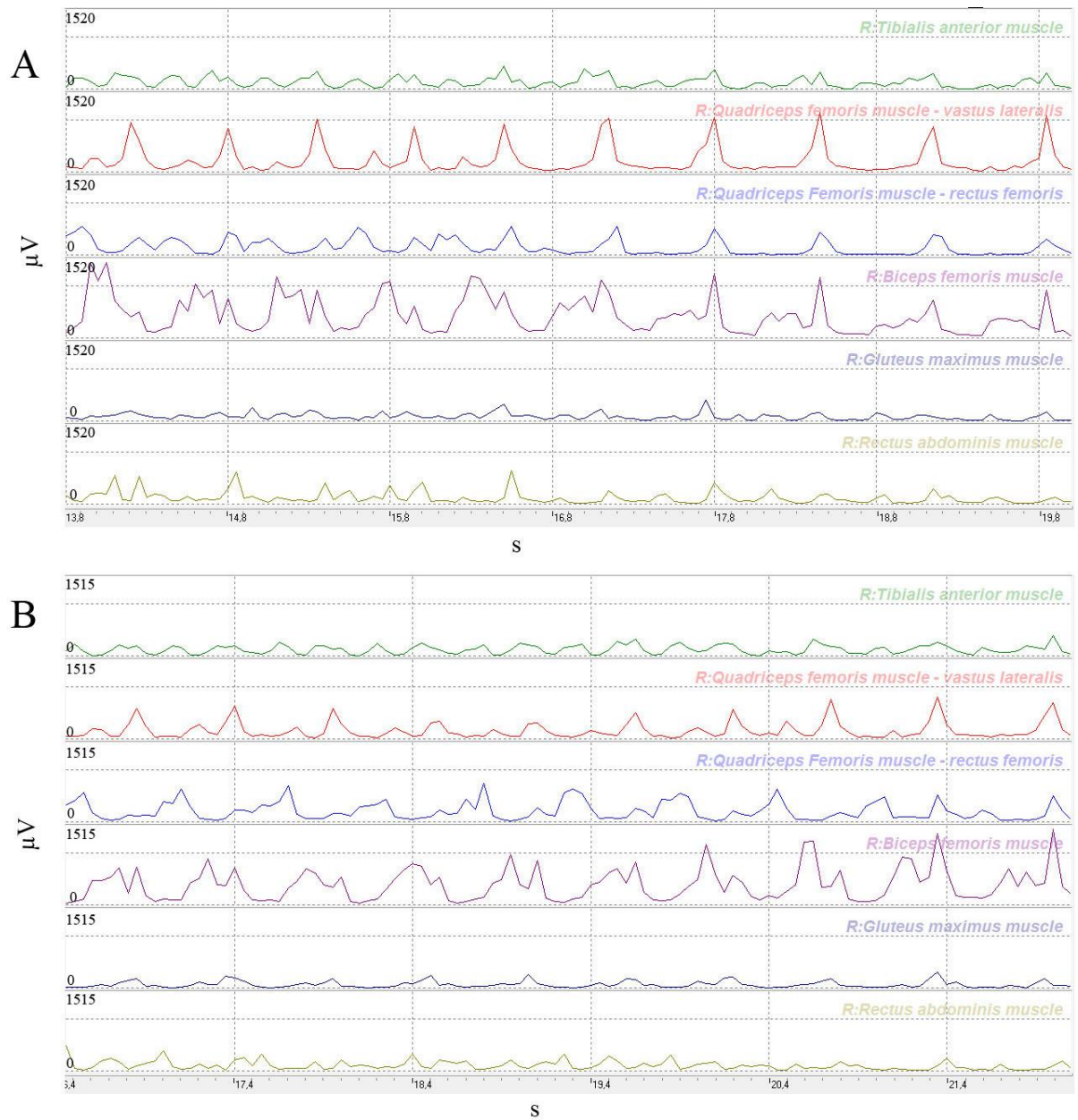
101. Von Tscharnner, V. Time-frequency and principal-component methods for the analysis of EMGs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2002, 12, p. 479-492.
102. Von Tscharnner, V., Nigg, B., M. Point: spectral properties of the surface EMG can characterize/do not provide informatin about about motor unit recruitment strategies and muscle fibre type. *Journal of Applied Physiology*, 2008, 105, p. 1671-1673.
103. Vonstein, W. Technika sprintu maximální rychlostí. *Atletika*, 1996, 3, s. VI-VII.
104. Vrbová, M., Pavlů, D., Pánek, D. Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na svalovou aktivitu pod ním ležícího svalu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2011, 18, 2, s. 87-96.
105. Wakeling, J., M., Pascual, S., A., Nigg, B., M., von Tscharnner, V. Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 2001, 86, p. 40-47.
106. Wakeling, J., M., von Tscharnner, V., Nigg, B., M., Stergiou, P. Muscle activity in the leg is tuned in response to grand reaction forces. *Journal of Applied Physiology*, 2001, 91, p. 1307-1317.
107. Wang, Y., Zatsiorsky, V., M., Latash, M., L. Muscle synergies involved in lifting the center of pressure while making a first step. *Experimental brain research*, 2005, 167, p. 196-210.
108. Williams, K., R. Biomechanics of running. *Exercise Sports Science Revue*, 1985, 13, p. 389-441.
109. Winter, D., A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2. ed. New York: John Wiley & Sons, 1990.
110. Winter, D., A., Yack, H., J. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1987, 67, p. 402-411.
111. Winter, D., A., Brookes, F., B. Electromechanical response times and muscle elasticity in men and women. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 1991, 63, p. 124-128.
112. Zwiack, E., B., Kollmitzer, P. *Zeit Frequenzanalysen (TFA) des oberflächen – EMGs des M. soleus beim Gehen*. EMG Meeting 94 – Beilage. Berlin, 1994.
113. Zwiack, E., B., Konrad, P. *EMG Fibel*. EMG Meeting 94 – Beilage. Berlin, 1994.

12 Přílohy

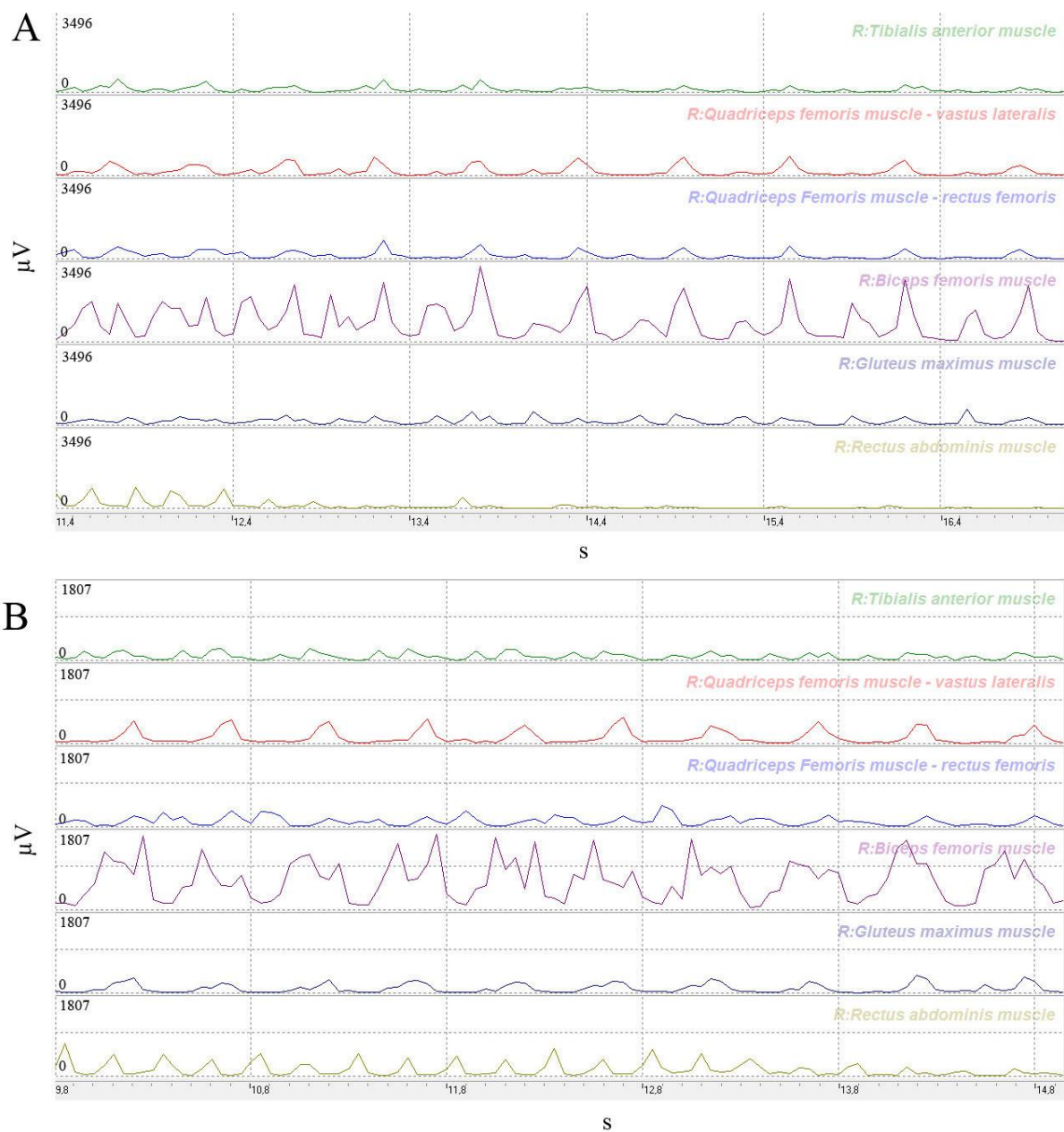
- I – 10 pohybových cyklů běhu - sprintu před (A) a po (B) provedení SBC
- II – Průměrné EMG křivky 10 vybraných pohybových cyklů
- III – Základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů
- IV – Normalizace EMG křivek vztažených k amplitudě a relativní změny vrcholů jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)
- V – Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC
- VI – Lokalizace elektrod
- VII – Informovaný souhlas probanda
- VIII – Souhlas etické komise

Příloha I

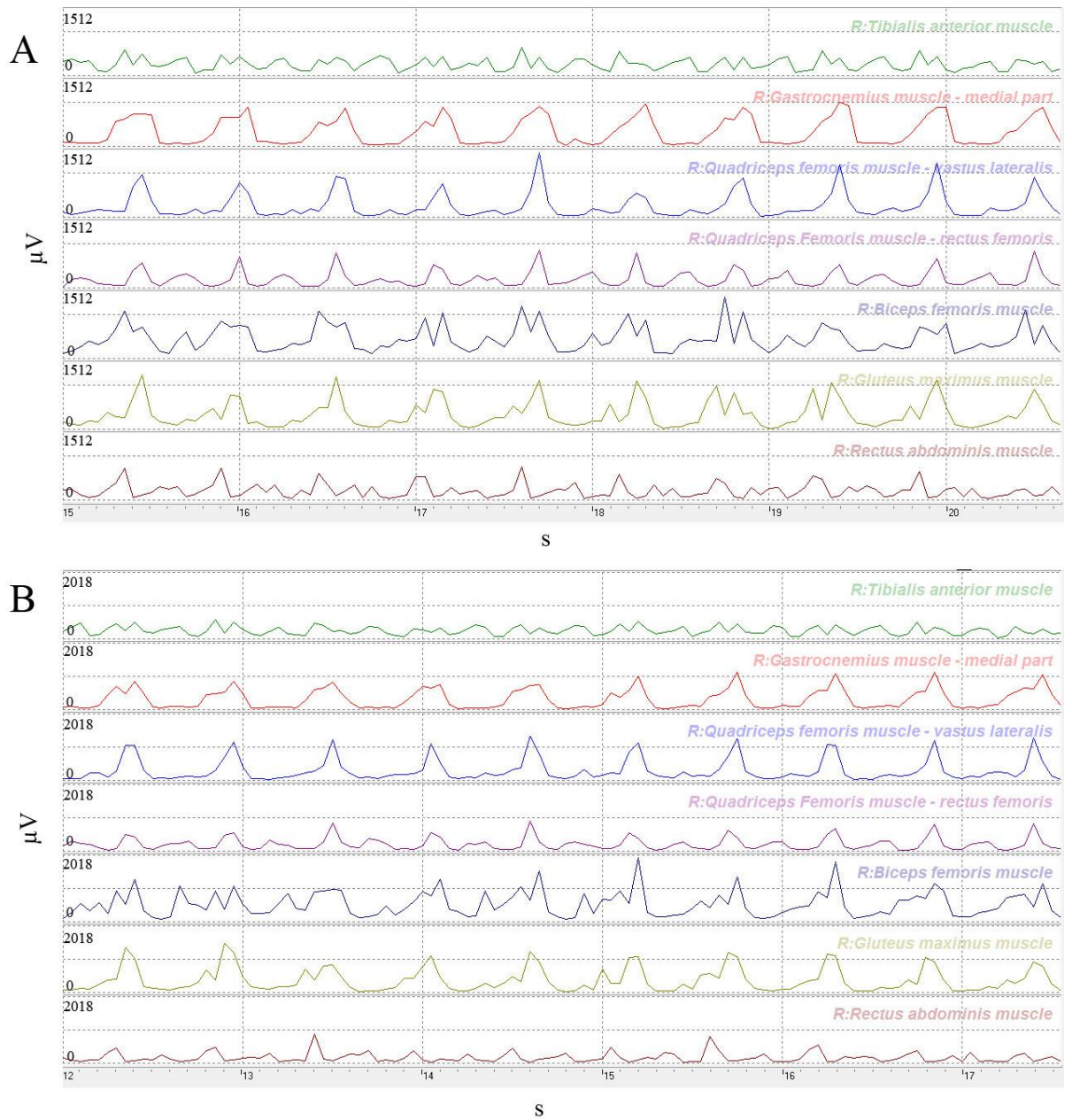
Deset pohybových cyklů běhu - sprintu před (A) a po (B) provedení SBC



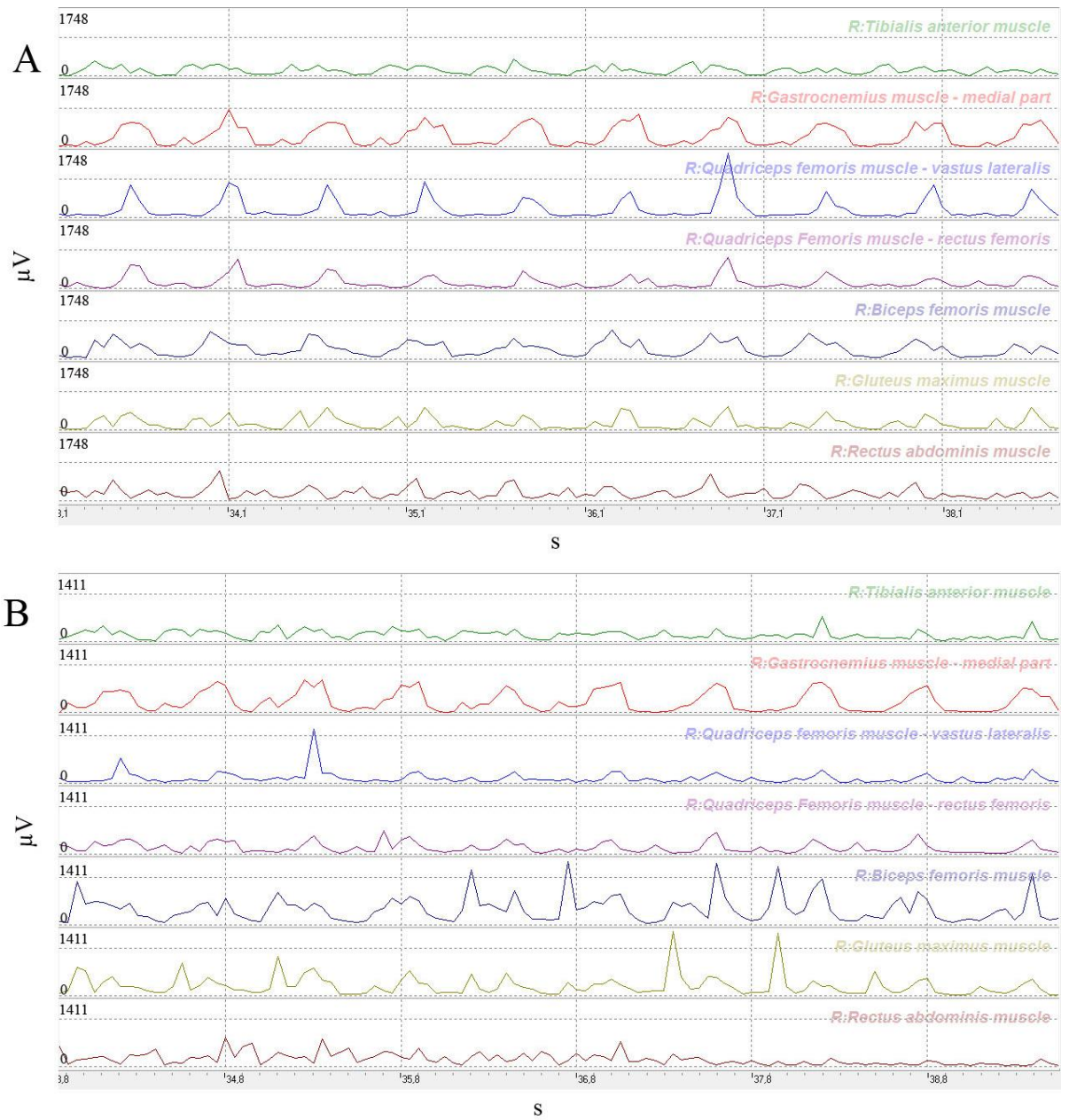
Graf 12.1 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 2 před (A) a po (B) provedení SBC



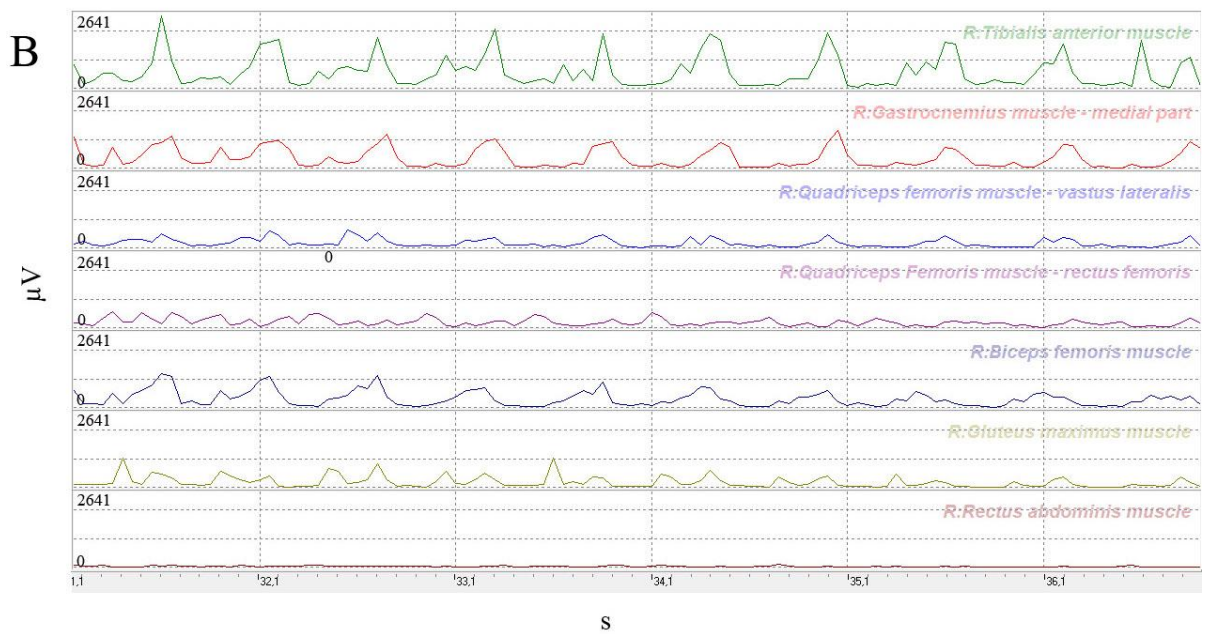
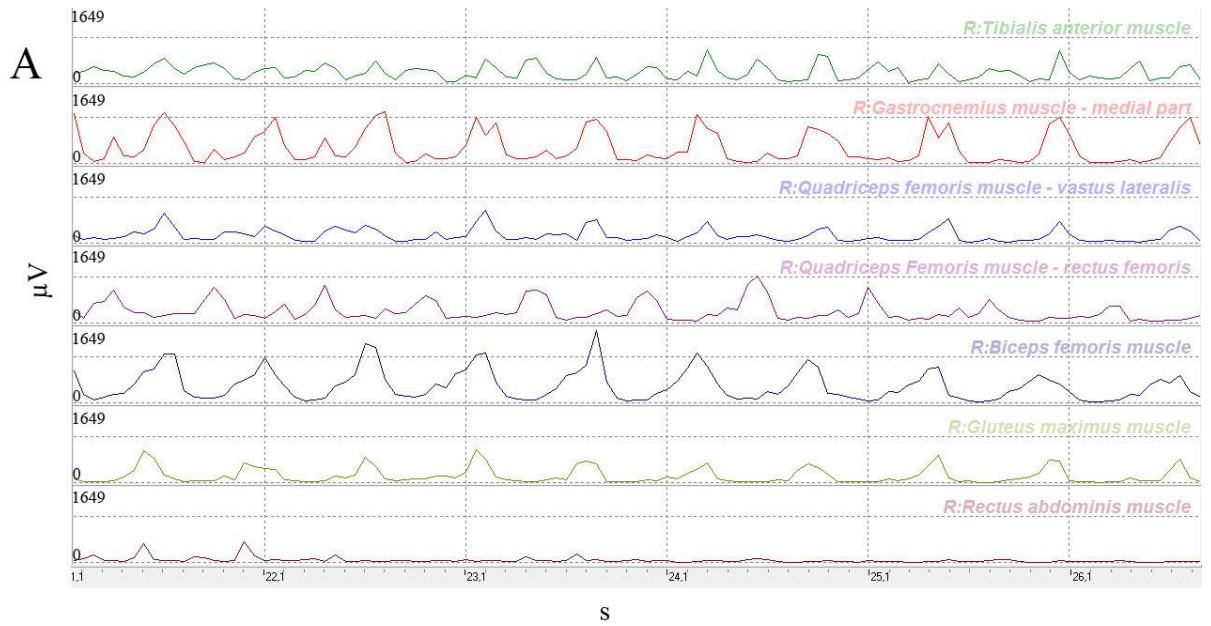
Graf 12.2 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 3 před (A) a po (B) provedení SBC



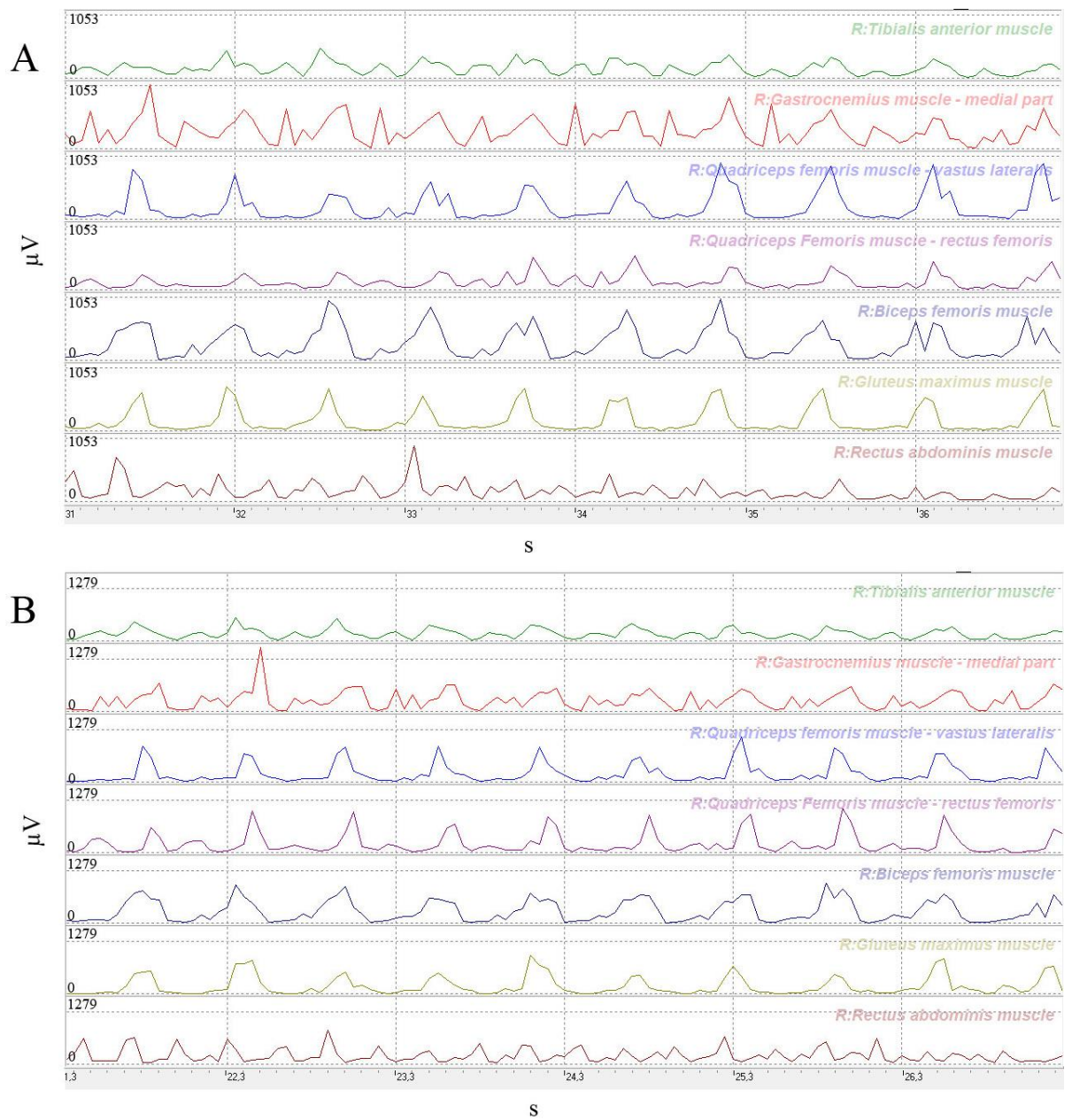
Graf 12.3 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 4 před (A) a po (B) provedení SBC



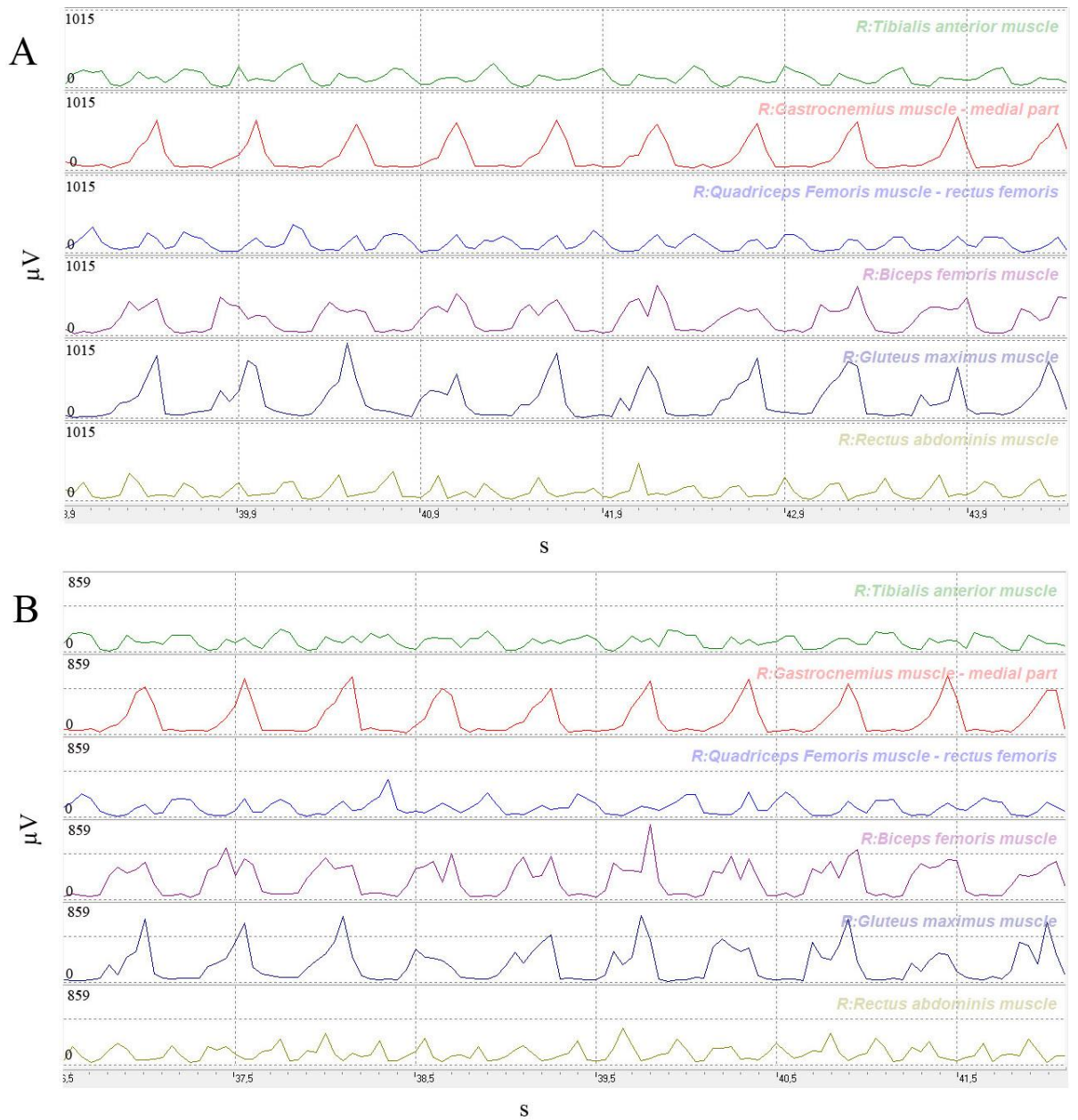
Graf 12.4 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 5 před (A) a po (B) provedení SBC



Graf 12.5 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 6 před (A) a po (B) provedení SBC



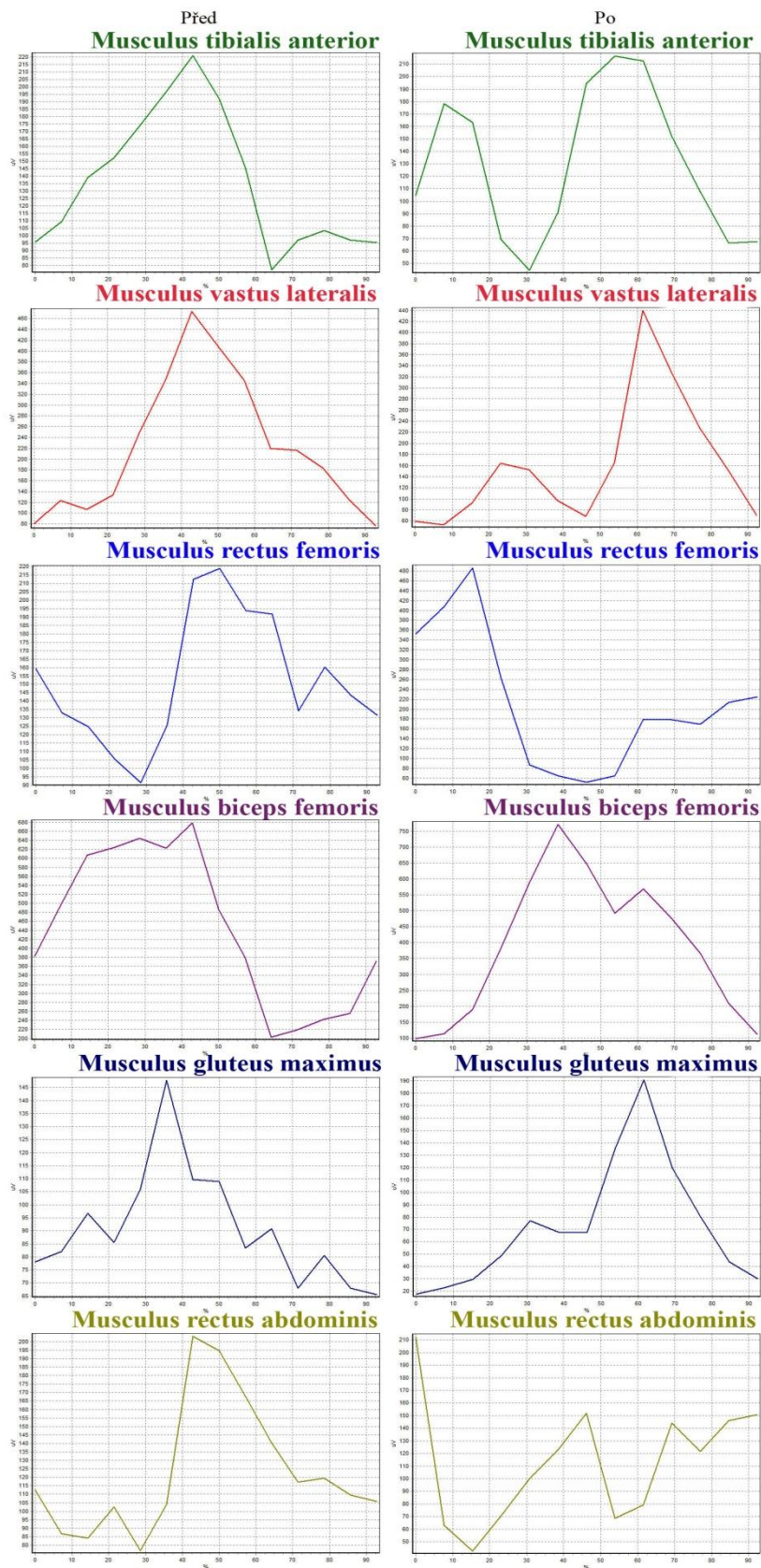
Graf 12.6 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 7 před (A) a po (B) provedení SBC



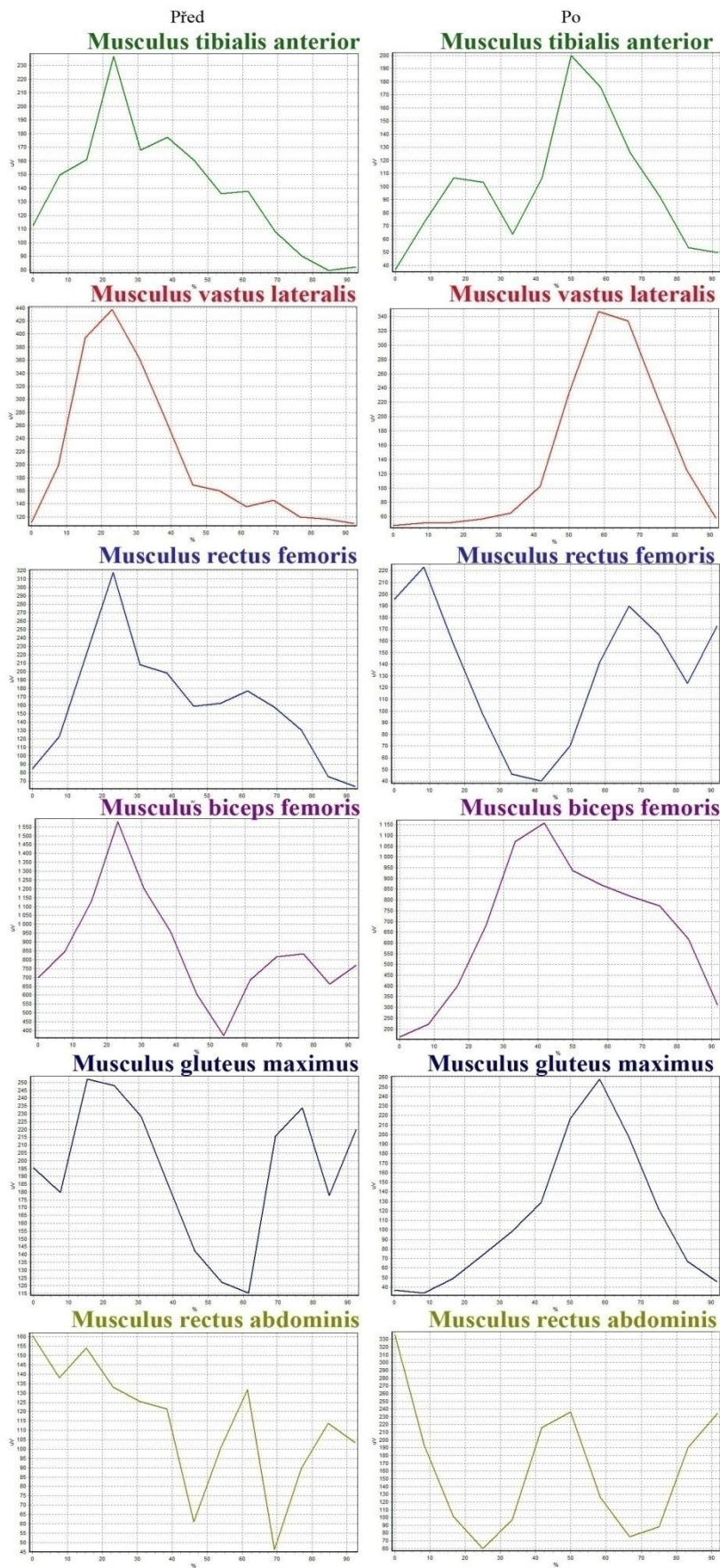
Graf 12.7 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 8 před (A) a po (B) provedení SBC

Příloha II

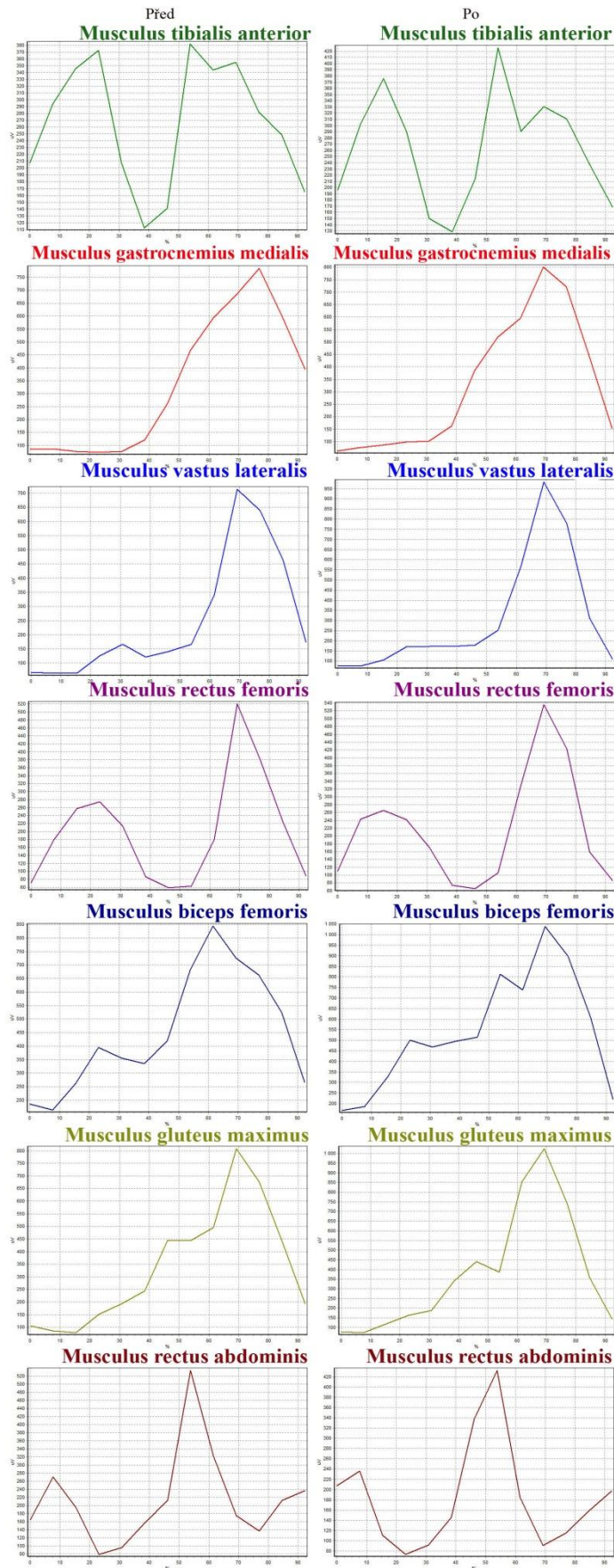
Průměrné EMG křivky 10 vybraných pohybových cyklů



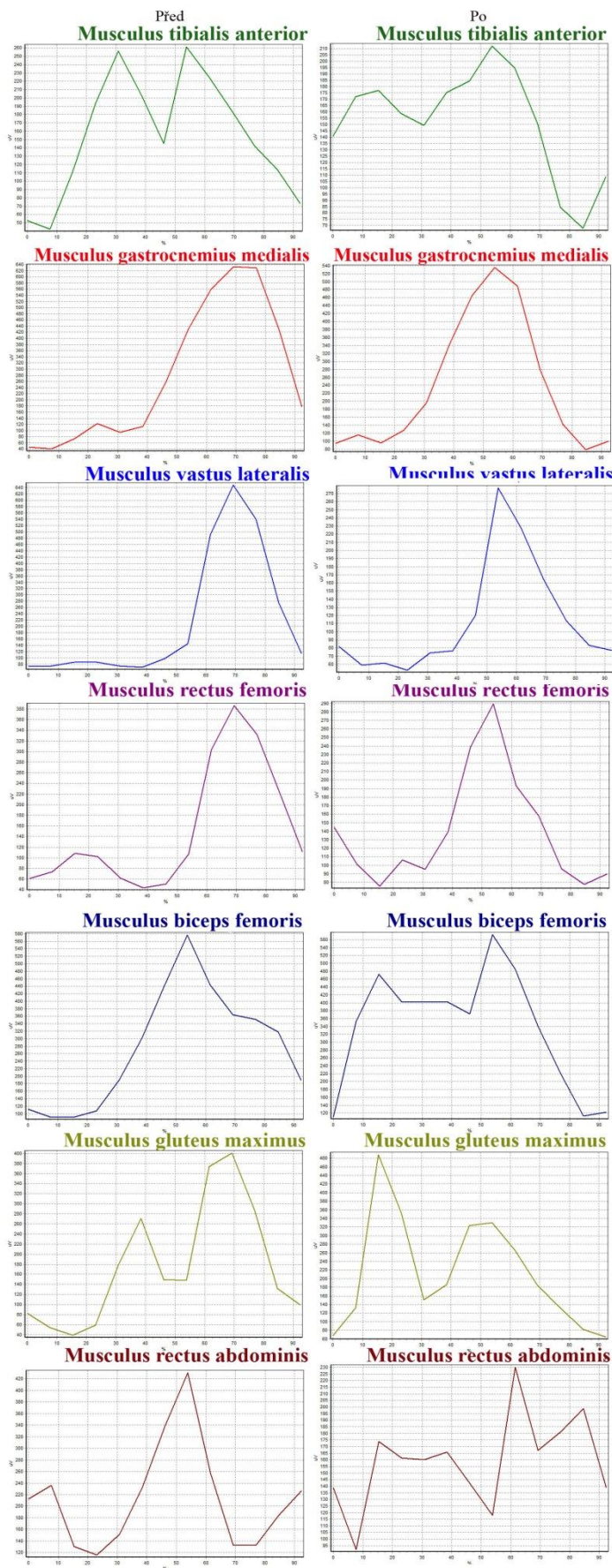
Graf 12.8 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 2



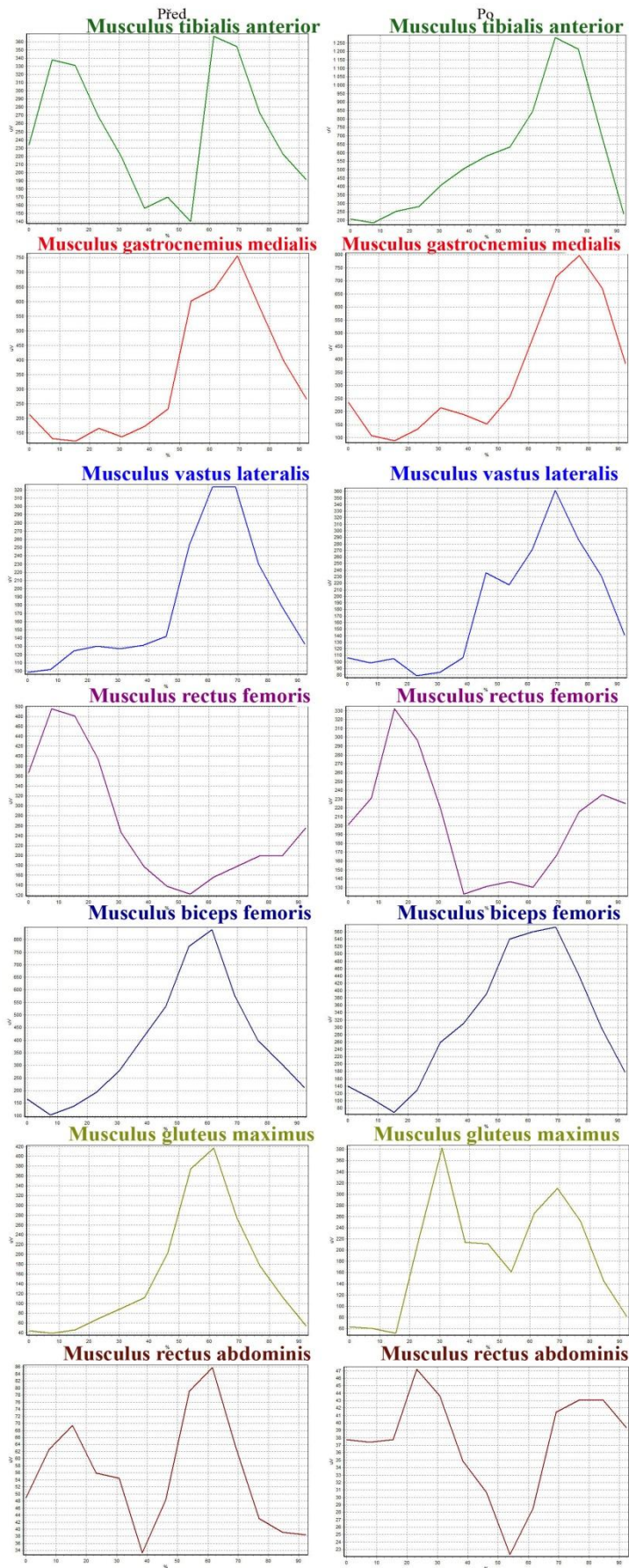
Graf 12.9 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 3



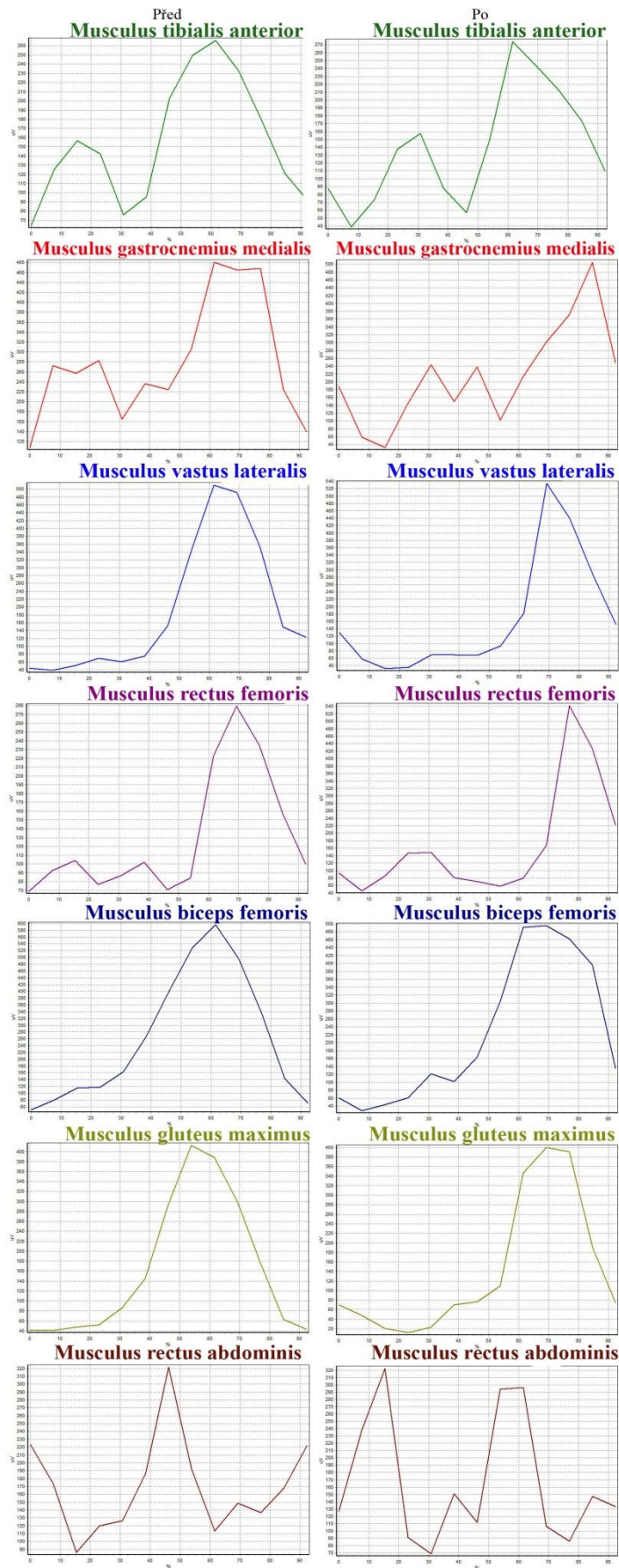
Graf 12.10 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 4



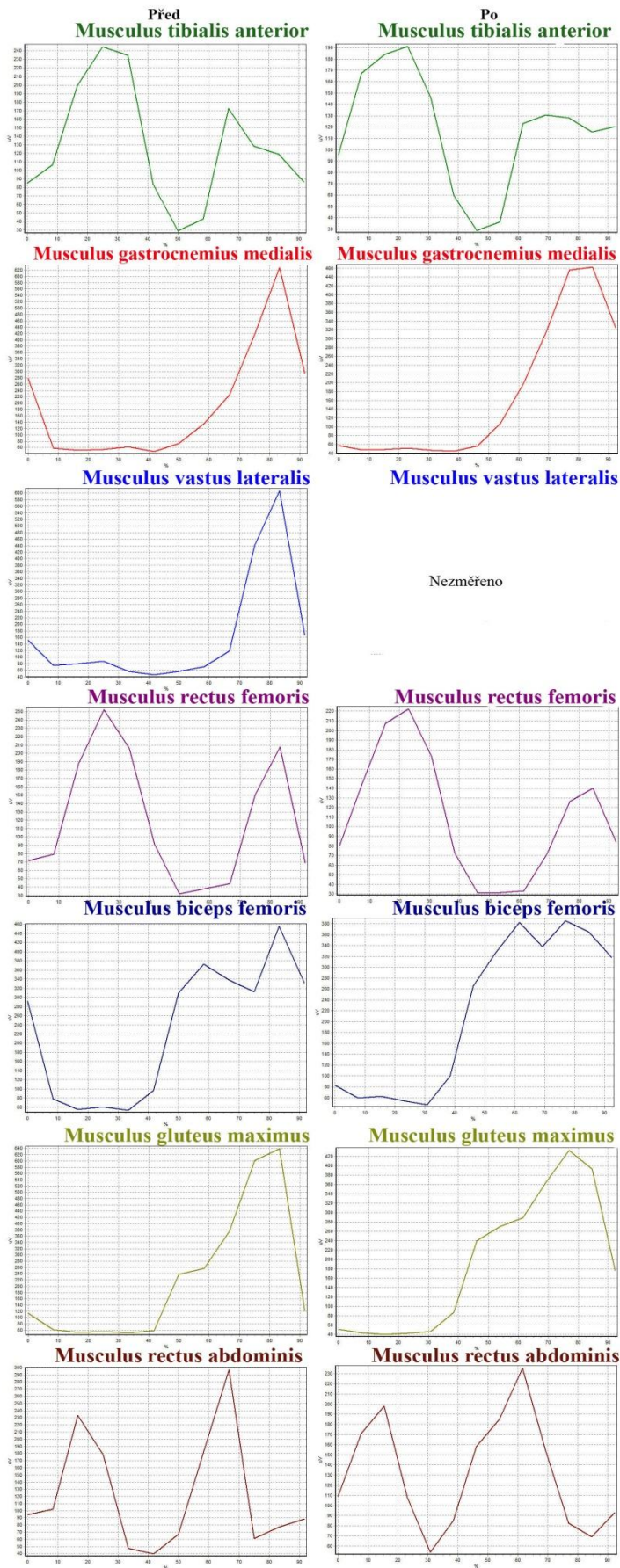
Graf 12.11 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 5



Graf 12.12 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 6



Graf 12.13 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 7



Graf 12.14 Průměrná EMG křivka 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 8

Příloha III

Základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů

Tabulka 12.1 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 2

	Průměr (μV)		Minimum (μV)		Maximum (μV)		Plocha po křivkou (μVs)		Medián (μV)	
	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC
<i>M. tibialis anterior</i>	136	128	6	13	434	387	845	723	111	111
<i>M. vastus lateralis</i>	222	163	20	24	1143	812	1380	924	109	94
<i>M. rectus femoris</i>	152	210	9	18	558	749	930	1179	84	144
<i>M. biceps femoris</i>	436	392	47	37	1448	1444	2720	2230	332	358
<i>M. gluteus maximus</i>	91	73	9	9	409	318	563	416	74	52
<i>M. rectus abdominis</i>	123	112	17	22	654	493	762	611	83	84

Tabulka 12.2 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 3

	Průměr (μV)		Minimum (μV)		Maximum (μV)		Plocha po křivkou (μVs)		Medián (μV)	
	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC
<i>M. tibialis anterior</i>	139	99	13	12	594	283	795	511	108	84
<i>M. vastus lateralis</i>	212	144	10	16	873	606	1215	745	129	72
<i>M. rectus femoris</i>	162	131	21	20	817	484	922	678	93	112
<i>M. biceps femoris</i>	861	676	54	72	3331	1722	4942	3509	659	605
<i>M. gluteus maximus</i>	189	111	24	17	709	406	1081	574	159	64
<i>M. rectus abdominis</i>	112	156	6	20	951	742	613	801	49	79

Tabulka 12.3 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 4

	Průměr (μV)		Minimum (μV)		Maximum (μV)		Plocha po křivkou (μVs)		Medián (μV)	
	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC
<i>M. tibialis anterior</i>	267	263	58	48	645	597	1508	1464	255	247
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	337	325	36	41	1006	1140	1916	1814	149	150
<i>M. vastus lateralis</i>	256	307	36	38	1440	1342	1454	1714	154	168
<i>M. rectus femoris</i>	203	218	33	38	857	909	1158	1214	141	161
<i>M. biceps femoris</i>	453	539	113	96	1392	1922	2574	3011	376	432
<i>M. gluteus maximus</i>	340	379	33	36	1214	1487	1926	2120	211	260
<i>M. rectus abdominis</i>	216	179	45	33	751	882	1217	992	177	129

Tabulka 12.4 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 5

	Průměr (μV)		Minimum (μV)		Maximum (μV)		Plocha po křivkou (μVs)		Medián (μV)	
	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC
<i>M. tibialis anterior</i>	155	150	15	19	453	540	872	861	138	134
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	281	236	12	12	979	686	1583	1354	154	157
<i>M. vastus lateralis</i>	216	112	34	22	1666	1133	1218	637	98	79
<i>M. rectus femoris</i>	153	139	21	23	809	499	861	792	96	91
<i>M. biceps femoris</i>	276	339	46	50	774	1327	1554	1944	250	292
<i>M. gluteus maximus</i>	177	216	19	23	622	1344	998	1238	123	153
<i>M. rectus abdominis</i>	210	162	44	24	780	627	1172	909	185	130

Tabulka 12.5 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 6

	Průměr (μV)		Minimum (μV)		Maximum (μV)		Plocha po křivkou (μVs)		Medián (μV)	
	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC
<i>M. tibialis anterior</i>	251	584	40	36	747	2516	1405	3348	221	347
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	346	350	21	12	1122	1305	1903	1976	173	185
<i>M. vastus lateralis</i>	178	180	32	28	720	628	996	1037	127	126
<i>M. rectus femoris</i>	261	203	43	29	1022	585	1459	1166	183	172
<i>M. biceps femoris</i>	381	313	23	22	1571	1206	2115	1788	254	232
<i>M. gluteus maximus</i>	155	189	11	15	716	1018	870	1089	81	109
<i>M. rectus abdominis</i>	55	38	10	7	465	107	310	213	39	33

Tabulka 12.6 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 7

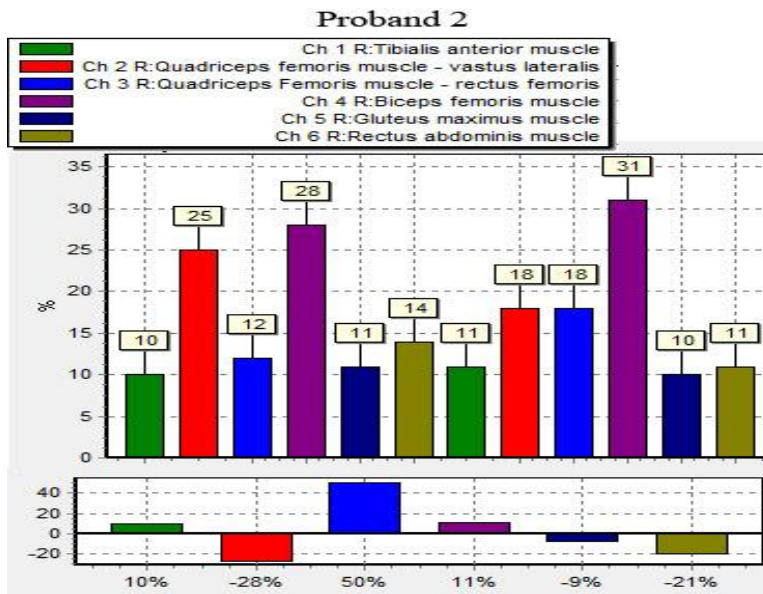
	Průměr (μV)		Minimum (μV)		Maximum (μV)		Plocha po křivkou (μVs)		Medián (μV)	
	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC
<i>M. tibialis anterior</i>	158	142	23	24	472	444	929	841	154	137
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	290	218	22	23	1003	1220	1701	1295	242	195
<i>M. vastus lateralis</i>	197	167	23	17	884	859	1159	993	85	81
<i>M. rectus femoris</i>	132	170	22	9	534	848	776	1012	92	92
<i>M. biceps femoris</i>	270	230	23	12	968	765	1589	1365	179	148
<i>M. gluteus maximus</i>	167	146	11	4	700	732	980	871	70	73
<i>M. rectus abdominis</i>	167	169	28	33	880	663	969	1001	129	119

Tabulka 12.7 Základní EMG hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 8

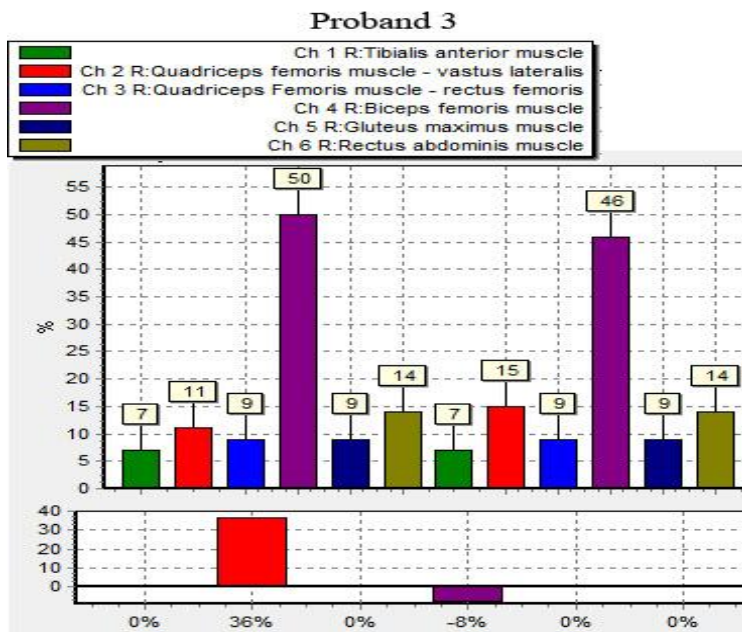
	Průměr (μV)		Minimum (μV)		Maximum (μV)		Plocha po křivkou (μVs)		Medián (μV)	
	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC
<i>M. tibialis anterior</i>	131	117	15	14	313	247	723	652	122	117
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	185	172	33	24	694	641	1022	962	83	68
<i>M. vastus lateralis</i>	163	N	26	N	822	N	902	N	82	N
<i>M. rectus femoris</i>	123	110	13	17	367	413	679	413	97	94
<i>M. biceps femoris</i>	223	216	23	31	647	819	1232	1206	219	180
<i>M. gluteus maximus</i>	227	191	19	17	968	724	1256	1071	117	106
<i>M. rectus abdominis</i>	125	131	20	30	484	400	687	730	90	109

Příloha IV

Normalizace EMG křivek vztažených k amplitudě a relativní změny vrcholů jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)

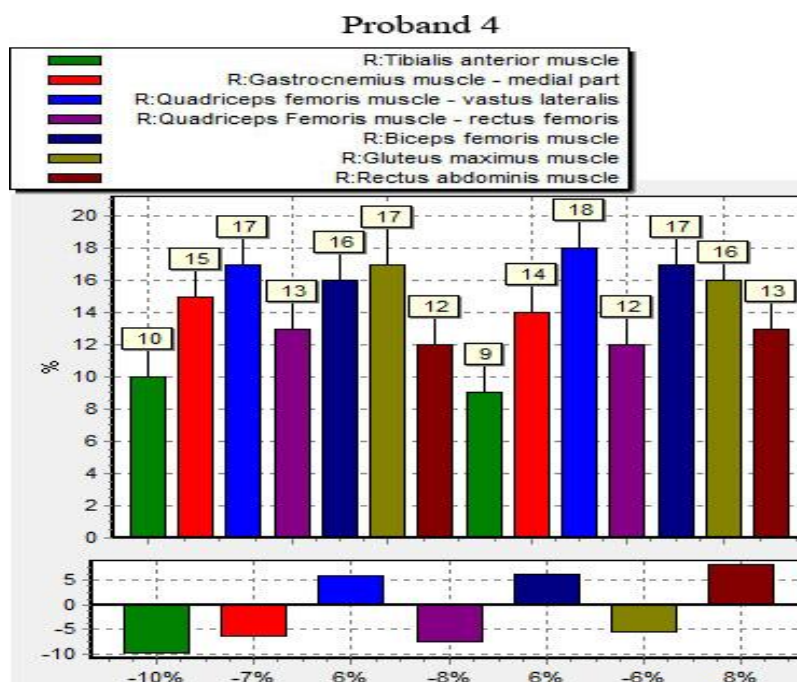


Graf 12.15 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 2

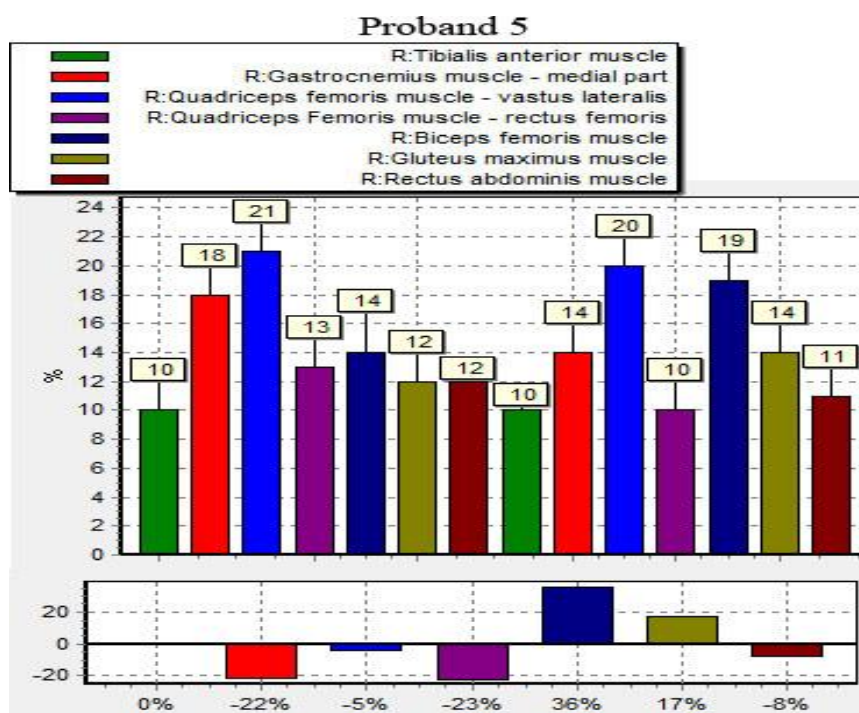


Graf 12.16 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC,

pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 3

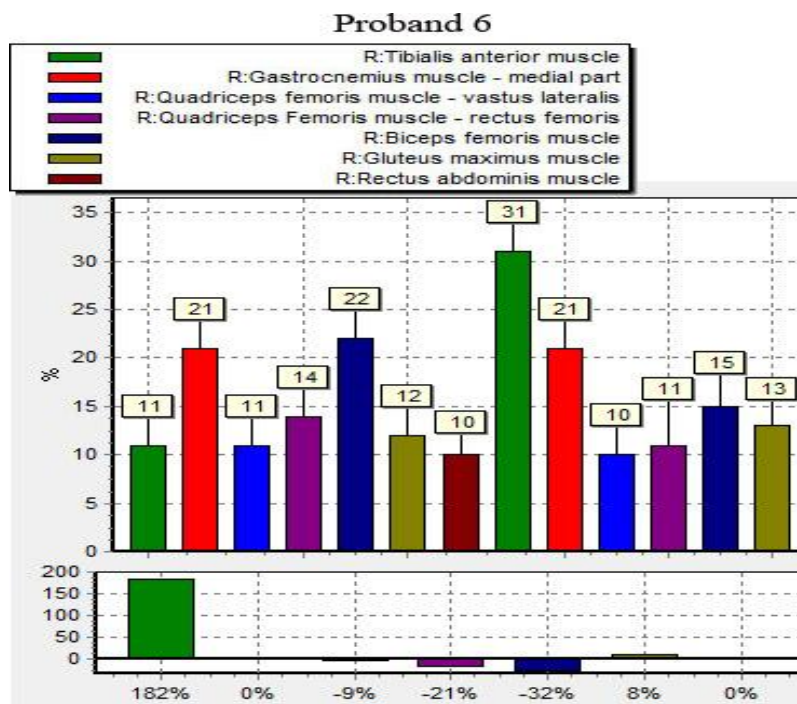


Graf 12.17 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 4

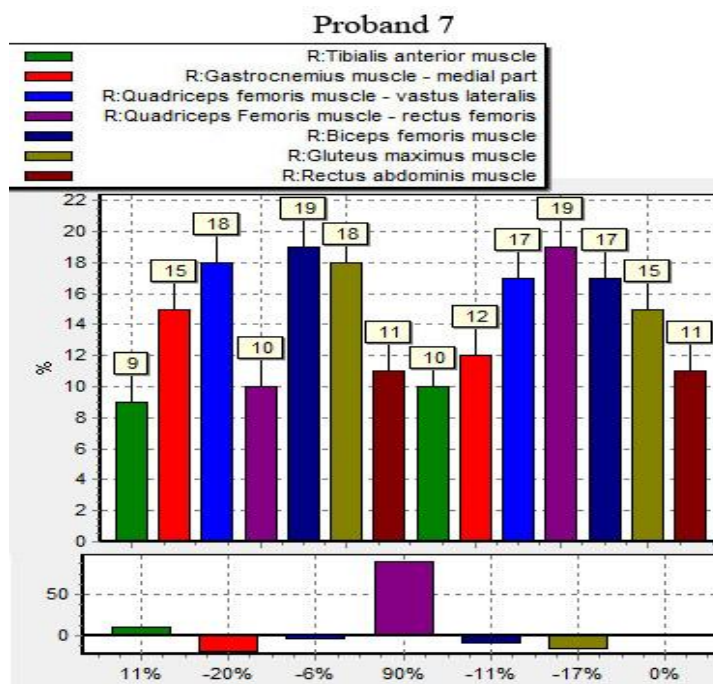


Graf 12.18 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC,

pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 5



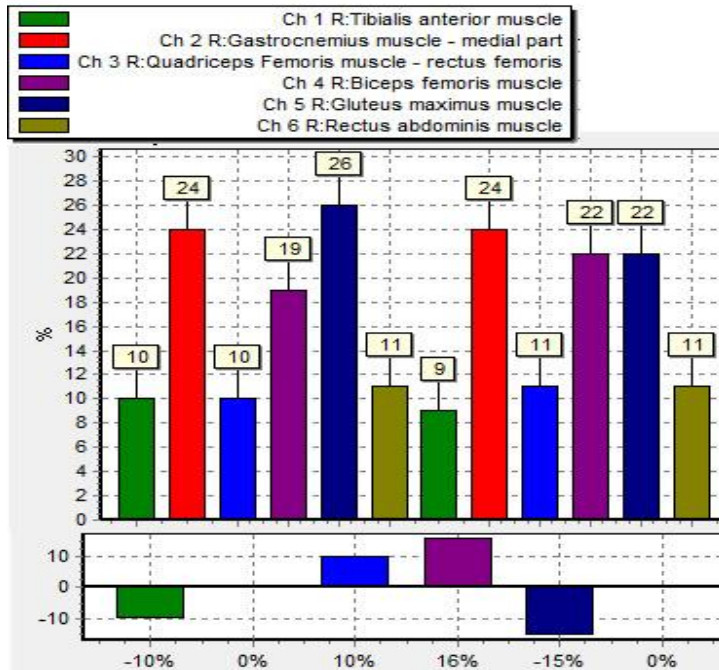
Graf 12.19 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 6



Graf 12.20 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC,

pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 7

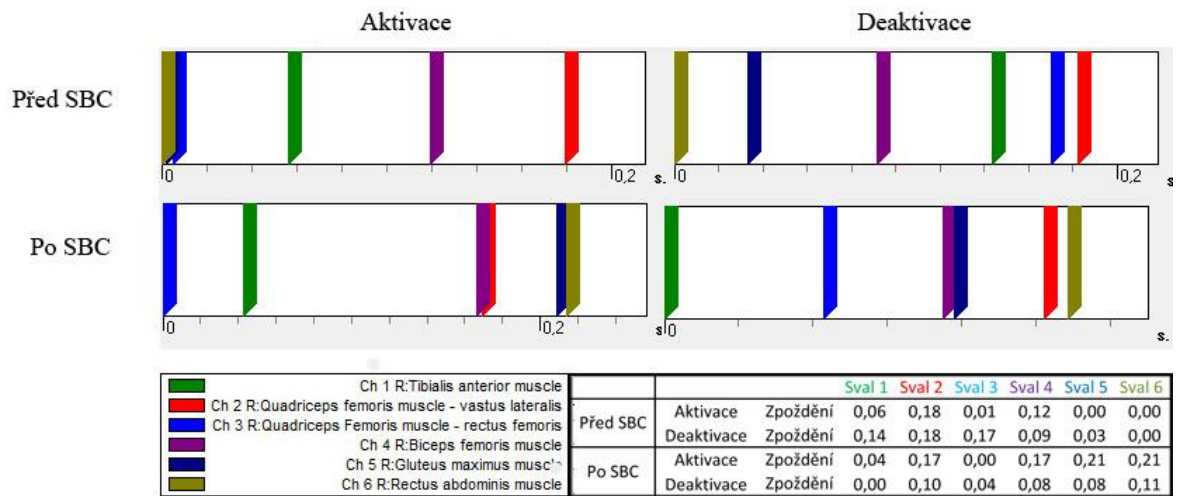
Proband 8



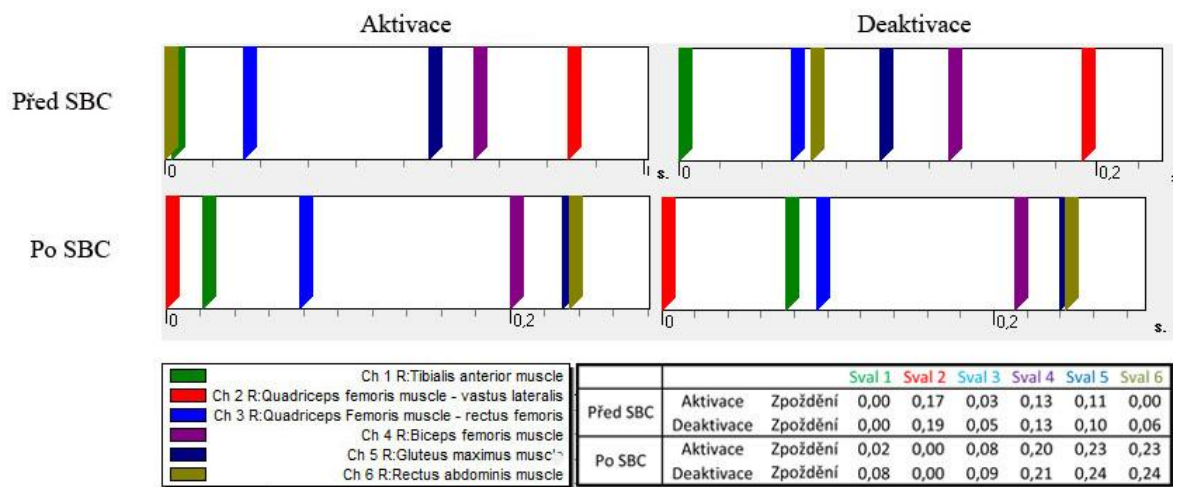
Graf 12.21 Normalizace EMG křivky vztažená k amplitudě (čísla v horním grafu – podíl jednotlivých svalů na celkové práci všech svalů, levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC)) a relativní změna vrcholů jednotlivých svalů (dolní polovina grafu) u probanda č. 8

Příloha V

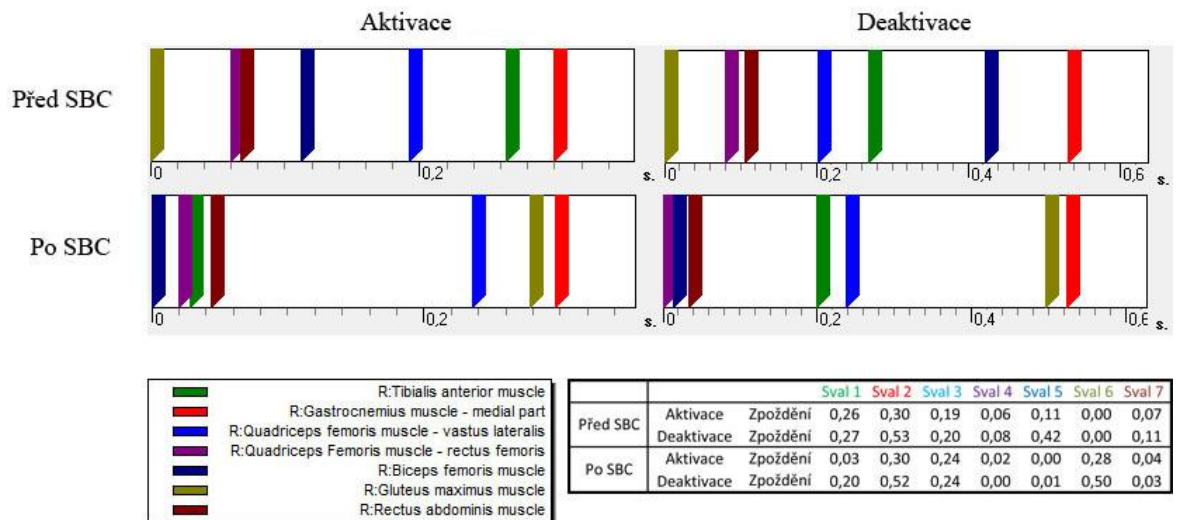
Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC



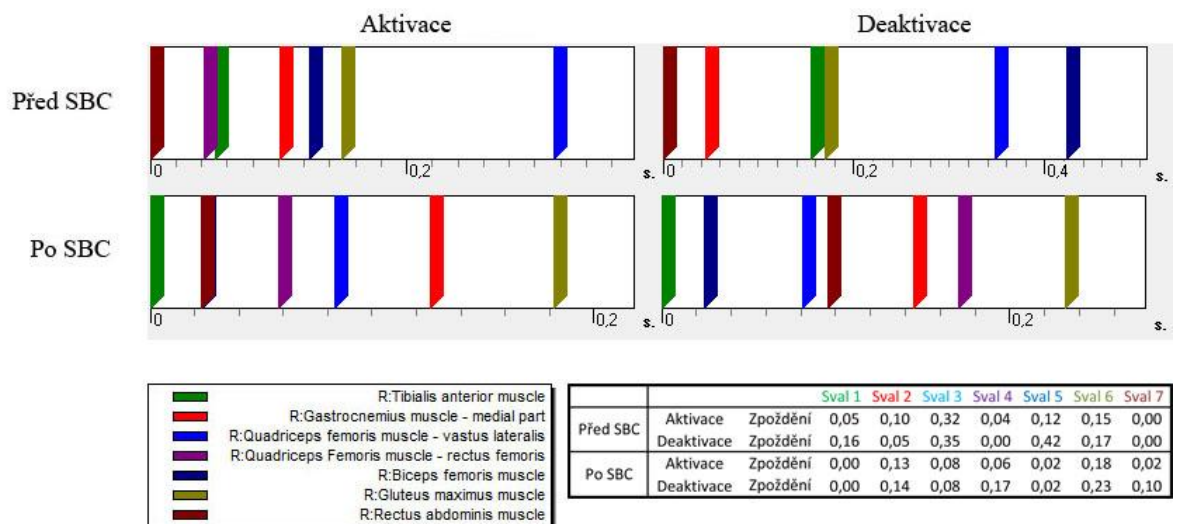
Obrázek 12.1 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 2



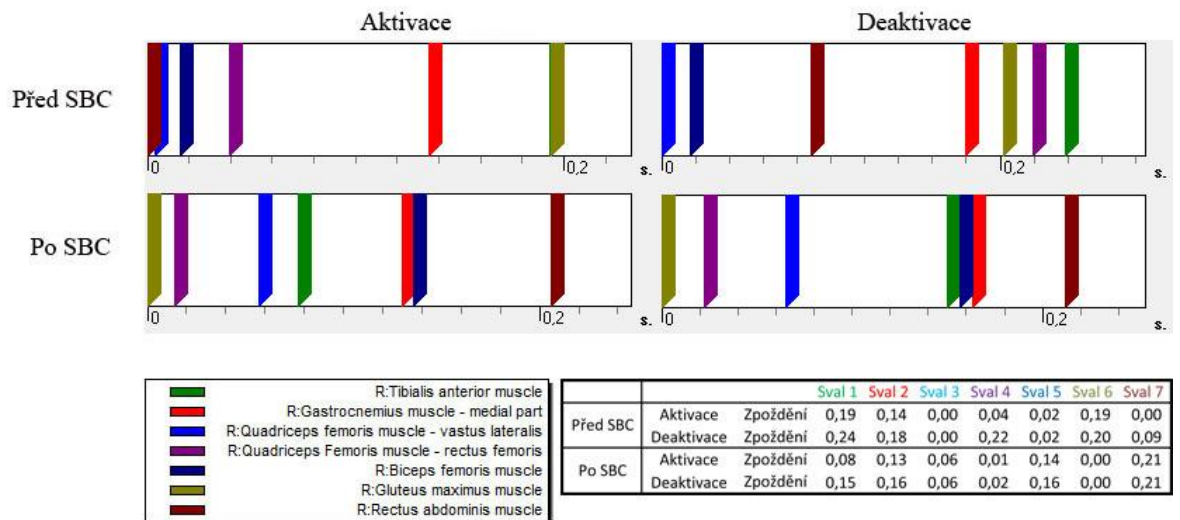
Obrázek 12.2 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 3



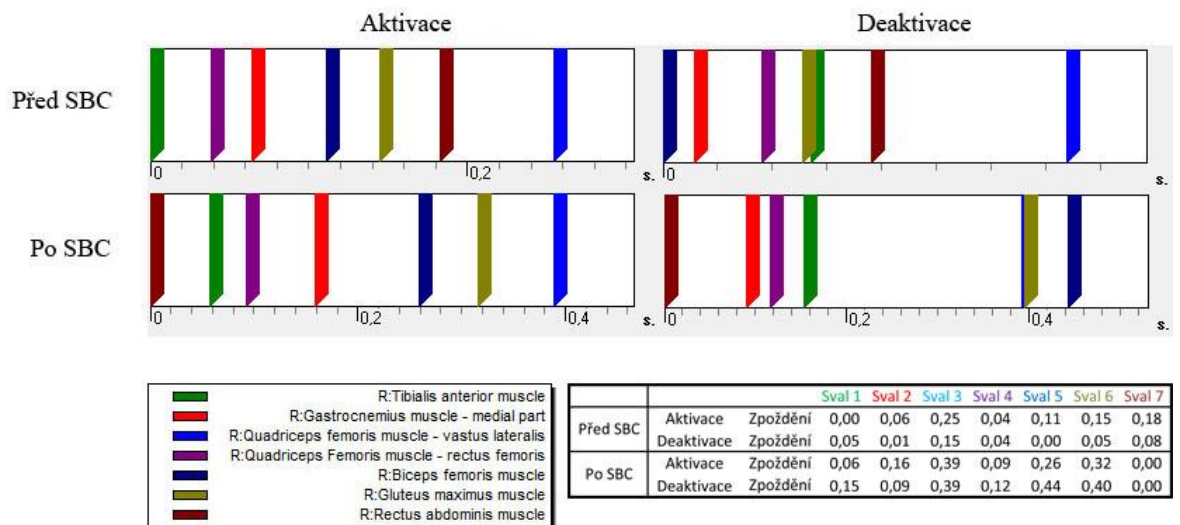
Obrázek 12.3 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 4



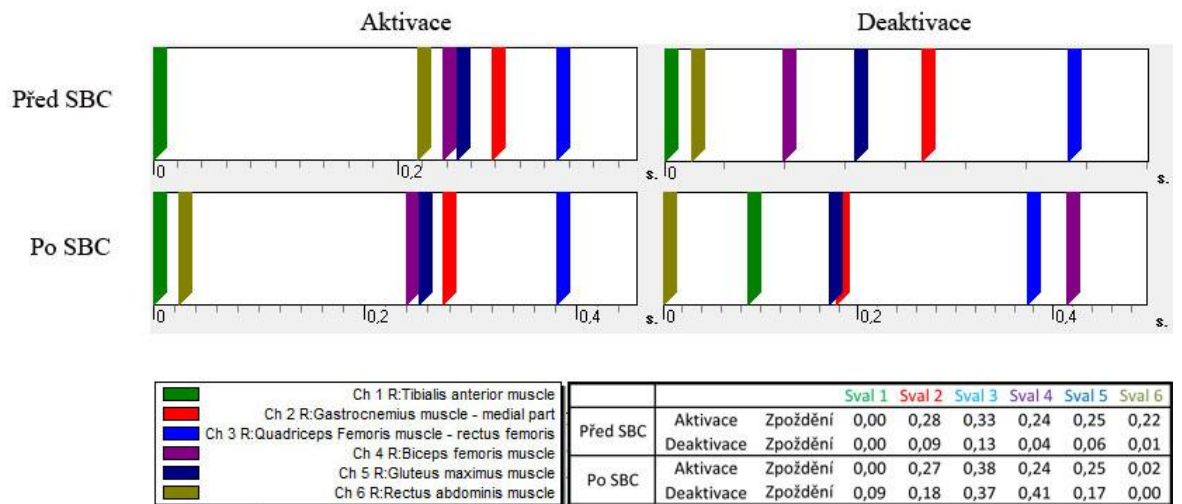
Obrázek 12.4 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 5



Obrázek 12.5 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 6



Obrázek 12.6 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 7



Obrázek 12.7 Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 8

Příloha VI

Lokalizace elektrod



Obrázek 12.8 Lokalizace elektrod na svalu m. tibialis anterior dx.



Obrázek 12.9 Lokalizace elektrod na svalu m. gastrocnemius - caput medialis dx.



Obrázek 12.10 Lokalizace elektrod na svalu m. quadriceps femoris - vastus lateralis dx. a rectus femoris dx.



Obrázek 12.11 Lokalizace elektrod na svalu m. biceps femoris - caput longum dx.



Obrázek 12.12 Lokalizace elektrod na svalu m. gluteus maximus dx.



Obrázek 12.13 Lokalizace elektrod na svalu m. rectus abdominis dx.

Příloha VII

Informovaný souhlas probanda



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín
tel.: 220 171 111

INFORMOVANÝ SOUHLAS PROBANDA

V rámci disertační práce budou snímány elektrické potenciály z vybraných svalů metodou povrchové elektromyografie. Měření bude probíhat tak, že se nejprve stanoví nejvhodnější umístění povrchové elektrody pomocí fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test dle Jandy, simulace požadovaného pohybu a současná palpáce svalů). Následně budou instalovány hydrogelové Ag/AgCl elektrody Kendall s patentkovým konektorem. Elektromyografický přístroj MegaWin ME6000T16 bude mít proband umístěn ve speciálním pouzdru kolem pasu.

Monitorovaný pohyb bude proveden bez zátěže na běžecké dráze, jedná se o atletický běh. Následně budou provedena speciální běžecká cvičení. Po těchto cvičeních proband opět provede hladký běh, který bude opět monitorován.

Výsledky budou zpracovány a vyhodnoceny anonymně. V prezentaci výsledků a jejich dokumentaci nebudou uveřejněny osobní informace. O tomto procesu měření a způsobu prezentace výsledků bude každý proband informován před započítím výzkumu.

Já, níže podepsaný (-ná):

.....

Souhlasím, že jsem byl/la v rozhovoru s řešitelem výzkumu dostatečně a srozumitelně seznámen/na s účelem a cílem výzkumu.

Výzkum bude prováděn za účelem výzkumné práce v rámci postgraduálního studia, studentem doktorandského studia oboru kinantropologie, FTVS UK v Praze.

Byl/la jsem informován/na o tom, jakou formou bude výzkum probíhat.

Byl/la jsem informován/na o způsobu dokumentace a prezentace výsledků této studie. Byl/la jsem informován/na o tom, že veškeré mnou poskytnuté osobní údaje budou dokumentovány, bez uvedení mého jména a příjmení.

S postupem a výzkumnými metodami souhlasím.

V.....

datum:.....

Terapeut:.....

podpis:.....


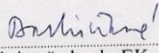
Proband:.....

podpis:.....

Obrázek 12.14 Informovaný souhlas probanda

Příloha VIII

Souhlas etické komise

	UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín tel.: 220 171 111 http://www.ftvs.cuni.cz/
Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS k projektu výzkumné, doktorské práce, zahrnující lidské účastníky	
Název: Kineziologická analýza atletického sprintu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení	
Forma projektu: doktorská práce	
Autor (hlavní řešitel): Mgr. Ondřej Pařík	
Školitel (v případě studentské práce): Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.	
Popis projektu Projekt se bude zabývat měřením elektrického potenciálu svalu pomocí povrchové elektromyografie. Jednotlivé elektrody budou nalepeny na svalová bříška zkoumaných svalů. Palpaci svalu, pro nevhodnější nalepení elektrody, provede kvalifikovaný fyzioterapeut. Jedinci se budou měření účastnit dobrovolně a s možností ukončení měření kdykoliv v jejím průběhu.	
Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: <ul style="list-style-type: none">- žádné invazivní metodiky nebudou použity- bude použito hypoalergenních hydrogelových elektrod a náplastí	
Etické aspekty výzkumu <ul style="list-style-type: none">- výzkumu se podrobí zdraví jedinci nejvyšší výkonnostní úrovně ve sprinterských disciplínách	
Informovaný souhlas (přiložen)	
V Praze dne: 19.9.2011	Podpis autora:
Vyjádření etické komise UK FTVS	
Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc. Prof. Ing. Václav Bunc, CSc. Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc. Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.	
Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0159/2011	
dne: 21. 9. 2011	
Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.	
Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.	
UNIVERZITA KARLOVA v Praze Fakulta tělesné výchovy a sportu Josef Martího 31, 162 52, Praha 6	 podpis předsedy EK
1	

Obrázek 12.15 Souhlas etické komise