

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 2012

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

V Praze, dne 10. září 2012

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., MUDr. Davidu Pánkovi, Ph.D., Mgr. Petře Mikulíkové, 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: 2012

Abstrakt: Disertační práce se zabývá kineziologickou analýzou atletického běhu – sprintu. 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.

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: 2012

Abstract: This doctoral thesis deals with the kinesiological analysis of the athletic run – sprint. 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.

Keywords: Sprint, special running exercises, electromyography, ANOVA

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

Seznam obrázků

Obrázek 2.1 Organizace, vztahy a průběh procesů při motorickém učení (Dovalil, 2002)	26
Obrázek 3.1 Průběh rychlosti běhu na různých tratích u mužů (Joch, 1992).....	42
Obrázek 3.2 Limitní faktory ve sprintu (Winckler, 1991).....	42
Obrázek 3.3 Vliv výšky postavy na délku a frekvenci kroku (Hottenrott, Neumann, 2002).....	43
Obrázek 3.4 Rychlost běhu, délka a frekvence kroku na trati 100 m (Baumann, Schwartz, Gross, 1986).....	44
Obrázek 3.5 Průběh délky kroku v běhu na 100 metrů u různých výkonnostních skupin (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)	45
Obrázek 3.6 Průběh frekvence kroku v běhu na 100 metrů u různých výkonnostních skupin (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	45
Obrázek 3.7 Délka a frekvence kroku na trati 100 m při MS v Tokiu 1991 (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	48
Obrázek 3.8 Délka kroku během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009).....	48
Obrázek 3.9 Frekvence kroku během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009).....	49
Obrázek 3.10 Rychlost běhu během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009).....	49
Obrázek 3.11 Šířka kroku během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009).....	50
Obrázek 3.12 Sklad rychlostí (Kněnický a kol., 1974).....	50
Obrázek 3.13 Průběh rychlosti běhu na trati 100 m při MS v Tokiu 1991 (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	53
Obrázek 3.14 Fáze dokroku (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	54
Obrázek 3.15 Fáze odrazu (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)	54
Obrázek 3.16 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.....	58

Obrázek 3.17 Svalová aktivita při běžeckém cyklu (Hottenrott, Neumann, 2002). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 – Zadní švihová fáze, 4 – Přední švihová fáze.....	59
Obrázek 3.18 Cyklus protažení-zkrácení svalu. A: Protažení svalu, B: Excentrické natažení svalu během doby opory, C: Koncentrické zkracování svalu v okamžiku odrazu (Komi, 1994).....	60
Obrázek 3.19 Střední, absolutní a relativní doba trvání opory, švihu a celého cyklu při běhu různou rychlostí (Hottenrott, 2001)	61
Obrázek 3.20 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.....	62
Obrázek 3.21 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].....	63
Obrázek 3.22 Vertikální (F_z) a horizontální (F_y) působení síly a svalová aktivita při běhu submaximální rychlostí před a po maratonu (Nigg a kol., 2000)	63
Obrázek 3.23 Svalová aktivita extenzorů (VM: musculus vastus medialis) a flexorů (BF: musculus biceps femoris) kolene v odpočínutém stavu a při únavě (Hottenrott a kol., 2001). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze	64
Obrázek 3.24 Flexe v kolenním kloubu jako funkce úhlu v kyčelním a hlezenním kloubu (Milliron, Cavanagh, 1990)	66
Obrázek 3.25 Orientace zadní části chodidla ve frontální rovině vztažená k ose bérce během oporové fáze (Hawley, 2000).....	67
Obrázek 3.26 Rameno síly frontální roviny everze při běhu naboso (a) a v obuvi (b) (Hawley, 2000)	68
Obrázek 3.27 Komponenty síly při reakci chodidla s podložkou a komponenty segmentového zrychlení bérce během běhu; AAP – anterioposteriorní zrychlení, AML – mediolaterální zrychlení, Ax – axiální zrychlení, AP – anteroposteriorní síla, F_z – vertikální síla, ML – mediolaterální síla (Hawley, 2000).....	68
Obrázek 3.28 Vektory síly působící pod chodidlem při běhu po patách (a) a při běhu po středu chodidel (b) (Cavanagh, Lafortune, 1980).....	69
Obrázek 3.29 Typická tlaková mapa při běhu naboso rychlostí 4 m/s (Hawley, 2000). 71	

Obrázek 3.30 Typická mapa tlakových vrcholů při běhu naboso (a) a při běhu v obuvi (b) (Hawley, 2000).....	72
Obrázek 3.31 Akcelerace osy tibie během kontaktu s podložkou (Lafortune, Hennig, 1991).....	72
Obrázek 3.32 Vertikální průběh těžiště při běhu (Kněnický a kol., 1974).....	74
Obrázek 3.33 Brzdící impuls a impuls zrychlení (Hottenrott, Neumann, 2002).....	75
Obrázek 3.34 Aktivace m. semimembranosus m. biceps femoris (vlevo) a m. rectus femoris (vpravo) během běžeckého cyklu na různých povrchích. OD – okamžik dokroku, MV - moment vertikály, OO - okamžik odrazu (Pinnington, Lloyd, Besier, Dawson, 2005).....	77
Obrázek 3.35 Aktivace m. vastus medialis a lateralis (vlevo) a mm. gastrocnemii (vpravo) během běžeckého cyklu na různých povrchích. OD – okamžik dokroku, MV - moment vertikály, OO - okamžik odrazu (Pinnington, Lloyd, Besier, Dawson, 2005) .	77
Obrázek 3.37 „Přední“ a „zadní“ náhon při běhu (Vonstein, 1996).....	78
Obrázek 3.36 Fáze odrazu (Beran, 2008).....	78
Obrázek 3.38 Fáze letu (Beran, 2008).....	79
Obrázek 3.39 Okamžik dokroku (Beran, 2008).....	79
Obrázek 3.40 Moment vertikály (amortizace) (Beran, 2008).....	79
Obrázek 3.41 Práce paží (Beran, 2008).....	80
Obrázek 4.1 On/off časové vzory pro svaly stehna. Modré obdélníky znázorňují kdy je sval aktivní (Konrad, 2005).....	94
Obrázek 4.2 Schématická ilustrace frekvenčního posunu směrem k nižším frekvencím a výpočet indexu svalové únavy (Konrad, 2005).....	95
Obrázek 4.3 EMG signál a dekompozice sledu akčních potenciálů individuálních motorických jednotek (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006).....	96
Obrázek 4.4 Příklad zpracování signálu povrchové elektromyografie pro studium svalové koordinace (Hug, 2011).....	101
Obrázek 4.5 Vizuální a numerické vyhodnocení kvality základní klidové EMG křivky (Konrad, 2005).....	102
Obrázek 4.6 Porovnání dvou vyhlazovacích algoritmů při použití stejné šířky okna (Konrad, 2005).....	103
Obrázek 4.7 Individuální příklad vlivu low-pas filtrů (Hug, 2011).....	104
Obrázek 4.8 Vytvoření průměrné křivky do časově normalizovaného úseku 0 až 100 % (Konrad, 2005).....	105

Obrázek 4.9 Příklad průměrných křivek se směrodatnými odchylkami, červená - EMG, zelená - točivý moment (Konrad, 2005)	105
Obrázek 4.10 Umělý rozdíl mezi dvěma subjekty způsobený normalizací časové osy v procentech cyklu (Hug, 2011)	106
Obrázek 4.11 Ilustrace onset a offset časové periody, jsou aplikována kritéria prahu k determinaci EMG onset času (Konrad, 2005)	107
Obrázek 4.12 Vzory intenzity vyplývající z waveletovy analýzy EMG pro pět svalů dolních končetin (von Tscherner, Nigg, 2008)	110
Obrázek 4.13 Standardní EMG parametry rektifikované EMG křivky (Konrad, 2005)	111
Obrázek 4.14 Průměrná hodnota EMG křivek a příkon jednotlivých svalů v % (Konrad, 2005)	111
Obrázek 4.15 Výpočet času k dosažení maxima pro průměrnou křivku (Konrad, 2005)	112
Obrázek 4.16 Vliv různé tloušťky vrstev tkáně pod elektrodami (Konrad, 2005)	113
Obrázek 4.17 Variabilita jednotlivých EMG vzorů při 3 opakováních stejného pohybu (Konrad, 2005)	113
Obrázek 4.18 Příklad ovlivnění EMG záznamu ECG artefaktem (A) a výsledek aplikace ECG redukčních algoritmů (Konrad, 2005)	115
Obrázek 4.19 Vypočítané chyby, které jsou ovlivněné ECG artefaktem (při relaxaci) (Konrad, 2005)	115
Obrázek 4.20 EMG vrcholy aktivace v rámci běžecího 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	116
Obrázek 4.21 Přehled autorů, kteří publikovali fázičnou 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)	117
Obrázek 4.22 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-semi-tendinosus, OD – okamžik dokroku, OO – okamžik odrazu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)	118

Obrázek 4.23 Amplituda EMG aktivity na ventrální straně stehna během oporové fáze běhu (velikost aktivity je vyznačena stínováním) (Cavanagh, Lake, McClay, 1990) ..	120
Obrázek 4.24 EMG výsledky svalu m. quadriceps femoris a úhlu v kolenním kloubu pro typický subjekt (průměr z 6-ti dob opory) (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)	121
Obrázek 4.25 Soubor průměrných výsledků 6-ti subjektů mezi vztahem EMG svalu m. quadriceps femoris a úhlu v kolenním kloubu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990) ..	122
Obrázek 4.26 Přehled autorů, kteří publikovali i kalis 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)	123
Obrázek 6.1 Lokalizace elektrod na m. tibialis anterior dx. (vlevo) a m. gastrocnemius dx. – caput medialis (vpravo), upraveno podle Travell, Simons (Travell, Simons, 1999)	132
Obrázek 6.2 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).....	132
Obrázek 6.3 Lokalizace elektrod na m. gluteus maximus dx. (vlevo) a m. rectus abdominis dx. (vpravo), upraveno podle Travell, Simons (Travell, Simons, 1999)	133
Obrázek 7.1 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 1 před (A) a po (B) provedení SBC.....	135
Obrázek 7.2 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 1	136
Obrázek 7.3 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 1	137
Obrázek 7.4 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 1	138
Obrázek 7.5 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu vrcholů jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 1	139
Obrázek 7.6 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 1	139
Obrázek 11.1 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 2 před (A) a po (B) provedení SBC.....	164
Obrázek 11.2 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 3 před (A) a po (B) provedení SBC.....	165

Obrázek 11.3 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 4 před (A) a po (B) provedení SBC.....	166
Obrázek 11.4 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 5 před (A) a po (B) provedení SBC.....	167
Obrázek 11.5 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 6 před (A) a po (B) provedení SBC.....	168
Obrázek 11.6 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 7 před (A) a po (B) provedení SBC.....	169
Obrázek 11.7 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 8 před (A) a po (B) provedení SBC.....	170
Obrázek 11.8 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 2.....	171
Obrázek 11.9 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 3.....	172
Obrázek 11.10 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 4.....	173
Obrázek 11.11 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 5.....	174
Obrázek 11.12 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 6.....	175
Obrázek 11.13 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 7.....	176
Obrázek 11.14 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 8.....	177
Obrázek 11.15 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 2.....	181
Obrázek 11.16 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 3.....	181
Obrázek 11.17 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 4.....	182
Obrázek 11.18 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 5.....	182
Obrázek 11.19 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 6.....	183

Obrázek 11.20 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 7.....	183
Obrázek 11.21 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 8.....	184
Obrázek 11.22 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 2.....	185
Obrázek 11.23 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 3.....	185
Obrázek 11.24 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 4.....	186
Obrázek 11.25 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 5.....	186
Obrázek 11.26 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 6.....	187
Obrázek 11.27 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 7.....	187
Obrázek 11.28 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 8.....	188
Obrázek 11.29 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu vrcholů jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 2.....	189
Obrázek 11.30 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 3.....	190
Obrázek 11.31 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 4.....	191
Obrázek 11.32 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 5.....	192
Obrázek 11.33 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 6.....	193

Obrázek 11.34 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 7.....	194
Obrázek 11.35 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 8.....	195
Obrázek 11.36 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 2	196
Obrázek 11.37 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 3	196
Obrázek 11.38 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 4	197
Obrázek 11.39 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 5	197
Obrázek 11.40 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 6	198
Obrázek 11.41 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 7	198
Obrázek 11.42 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 8	199
Obrázek 11.43 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. tibialis anterior dx.	200
Obrázek 11.44 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. gastrocnemius - caput medialis dx.	200
Obrázek 11.45 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. quadriceps femoris - vastus lateralis dx. a rectus femoris dx.	201
Obrázek 11.46 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. biceps femoris - caput longum dx.	201
Obrázek 11.47 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. gluteus maximus dx.	202
Obrázek 11.48 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. rectus abdominis dx.	202
Obrázek 11.49 ukazuje informovaný souhlas probanda	203
Obrázek 11.50 ukazuje souhlas etické komise	204

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).....	46
Tabulka 3.2 Parametry kroků v běhu na 100 m při MS 1991 V Tokiu (Ulrich, Jonath, Krempel, Haag, Müller, 1995).....	47
Tabulka 3.3 Časové parametry v běhu na 100 m při MS 1991 v Tokiu (Ulrich, Jonath, Krempel, Haag, Müller, 1995).....	52
Tabulka 3.4 Biomechanická analýza MS Berlín 2009 (Graubner, Buckwitz, Landmann, Starke, 2009).....	53
Tabulka 3.5 Dělení běžecké fáze - přehled autorů.....	55
Tabulka 3.6 Dělení běžeckého cyklu a jednotlivé charakteristiky (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	56
Tabulka 3.7 Dělení běžeckého cyklu a jednotlivé charakteristiky (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	56
Tabulka 3.8 Prvky pro pozorování techniky běhu (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	57
Tabulka 3.9 Prvky pro pozorování techniky běhu (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995).....	57
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).....	76
Tabulka 3.11 Doby opory při běhu a SBC a doba trvání 2 cyklů při rychlosti 7 m/s (Pařík, Hojka, Pavelka, 2011).....	76
Tabulka 4.1 Průměrné hodnoty pro kritické fáze během extenze v kolenním kloubu při běhu rychlostí 4 m/sec (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)	121
Tabulka 6.1 Charakteristiky sledovaného souboru.....	131
Tabulka 7.1 ukazuje základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 1	137
Tabulka 7.2 ukazuje poměr inervace (vše v %) jednotlivých svalů v běhu před a po provedení SBC; N - nezměřeno	138
Tabulka 7.3 ukazuje matici 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 homogennost skupin na hladině významnosti $\alpha = 0,01$ a při $F_{krit} = 8,29$	140
Tabulka 7.4 ukazuje matici 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 homogennost skupin, podtržená hodnota značí homogennost skupin na hladině významnosti $\alpha = 0,01$ a při $F_{krit} = 8,29$	140
Tabulka 7.5 ukazuje matici hodnot F na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 2,14$ pro 10 vrcholů a ploch pod křivkou interindividuálně (8 skupin); 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).....	141
Tabulka 7.6 ukazuje tabulku hodnot F na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 4,60$ pro 8 ploch pod křivkou pro skupiny před a po SBC; tučné hodnoty jsou pro $F_{krit} = 4,96$ (6 hodnot) a podtržené hodnoty jsou pro $F_{krit} = 4,75$ (7 hodnot).....	141
Tabulka 11.1 ukazuje základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 2	178
Tabulka 11.2 ukazuje základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 3	178
Tabulka 11.3 ukazuje základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 4	178
Tabulka 11.4 ukazuje základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 5	179
Tabulka 11.5 ukazuje základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 6	179
Tabulka 11.6 ukazuje základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 7	179
Tabulka 11.7 ukazuje základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 8	180

Obsah

1	Úvod	22
2	Kineziologie	24
2.1	Motorické učení	24
2.3	Uplatnění v atletice	27
3	Teorie běhu	29
3.1	Fylogeneze lidského běhu	31
3.1.2	Vznik bipedie	31
3.1.3	Lidské tělo jako nástroj pro běh	32
3.1.4	Závěr	34
3.2	Rozvoj rychlosti	35
3.4	Rozvoj síly	37
3.5	Rozvoj vytrvalosti	38
3.3	Rozvoj pohyblivosti	38
3.4	Technika sprintu	39
3.4.1	Délka a frekvence kroku	42
3.4.2	Rychlost běhu	51
3.4.3	Běžecské fáze	54
3.4.4	Faktory ovlivňující svalovou aktivitu	62
3.4.5	Udržování postury a úhly v kloubech	65
3.4.6	Těžiště těla	74
3.4.7	Zatížení oporového a pohybového systému při běhu	74
3.4.8	Názorný popis techniky sprintu	78
3.5	Speciální běžecská cvičení	81
4	Elektromyografie	85
4.1	Úvod	85
4.1.1	Jehlová elektromyografie	89
4.1.2	Povrchová elektromyografie	89
4.1.3	Elektrody	91
4.1.4	Využití a limity SEMG pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky	92
4.1.5	Elektrická aktivita činného svalu – akční potenciál (AP)	96

4.1.6	Podstata EMG záznamu	97
4.1.7	Artefakty.....	100
4.1.8	Zpracování EMG signálu	101
4.1.9	Převod EMG signálu do číslicového tvaru.....	109
4.1.10	Analýza biologického signálu	109
4.1.10	Další faktory ovlivňující interpretaci EMG signálu	112
4.2	Svalová aktivita během běhu	116
4.2.1	Změny EMG s rychlostí běhu.....	123
5	Cíle, hypotézy a úkoly práce	125
5.1	Cíle práce	125
5.2	Vědecká otázka	125
5.3	Hypotézy	125
5.4	Úkoly práce	126
6	Metodika.....	127
6.1	Postup řešení	127
6.2	Design výzkumu.....	127
6.3	Metody získání dat	127
6.4	Metodická specifikace.....	128
6.5	Organizace výzkumu.....	129
6.6	Výzkumný soubor	130
6.7	Výběr svalů a umístění elektrod.....	131
6.7	Analýza dat.....	133
7	Výsledky.....	135
7.1	Intraindividuální analýza.....	135
7.2	Interindividuální analýza.....	141
8	Diskuse	142
8.1	Intraindividuální analýza.....	142
8.2	Interindivudální analýza.....	151
9	Závěry.....	153
10	Seznam literatury	155
11	Přílohy.....	163

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 – Anteriposteriorní 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

FFA – Free fatty acids (volné mastné kyseliny)

FFT – Fast fourier transformation (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

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

LDH – Laktát dehydrogenáza

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

MVC – Maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce)

MJ – Motorická jednotka

ML – Mediolaterální síla

MUAP – Motor unit action potential (akční potenciál motorické jednotky)
NV – Nízká výkonnost
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
VV – Vysoká výkonnost

1 Úvod

Disertační práce se zabývá koordinačními změnami atletického běhu-sprintu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení (dále jen SBC). 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. Spousta autorů se zabývala podrobnou analýzou atletického běhu, jak sprintu, tak běhu nižší rychlostí (klusu, poklusu), pomocí povrchové elektromyografie.

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

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. SBC jsou používána v tréninku sprinterů téměř denodenně. Pořadí cviků je osvojováno z určité míry podle starších 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 SBC na následné provedení sprintu. Tato práce by měla objasnit, proč by se měla nebo neměla SBC 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 SBC 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 SBC 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.

2.1 Motorické učení

Jestliže svěřenec neumí rychle, ekonomicky a správně řešit pohybový úkol, nedokáže pak zcela využít svých ostatních předpokladů v tréninku a posléze v samotném výkonu.

Počáteční snaha o provedení určitého úkonu, jeho snaha o zlepšování a následné ustálení je zásadní problém ve sportovním tréninku. Čím rychleji a správněji se tyto úkony atlet naučí, tím rychleji se zdokonaluje a může se věnovat dalším novým věcem. Z tohoto hlediska je ale nesmírně složité toto učení jakkoli kvantifikovat, určit, či přesněji popsat. Křivka tohoto učení nemá lineární charakter. V průběhu se člověk chová jako na „houpačce“, kdy se v určitých časových úsecích zdokonaluje rychleji, někdy méně, ba dokonce stagnuje. Tímto učením se rozumí jakékoli učení se novým věcem. Ve sportovním tréninku toto učení označujeme jako motorické učení.

Při motorickém učení jde o činnost neuromotorickou, jejíž dynamika je dána pohybem nervových vzruchů. Opakováním těchto vzruchů se procesy zpevňují v jistá schémata řízení jednotlivých pohybů, proto zde má velmi důležitou roli CNS. Takto se vytvářejí základy pohybových aktivit člověka, které mají psychofyzickou povahu.

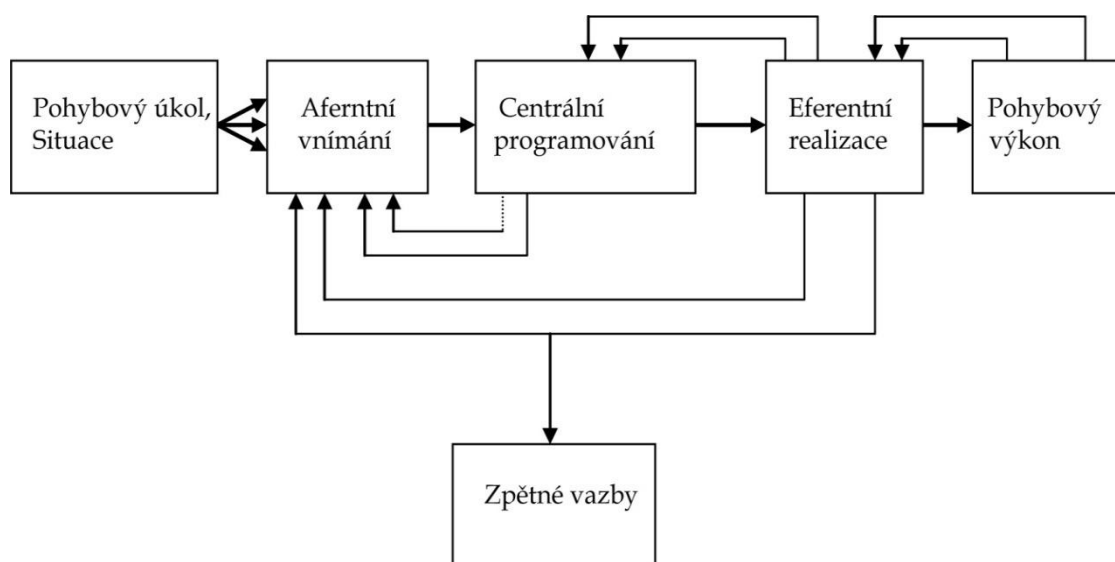
Schmidt (1991) chápe motorické učení jako množinu vnitřních procesů spjatých s praxí či zkušeností vedoucí k relativně permanentním ziskům ve způsobilosti k dovedné činnosti.

Dovalil (2002) říká, že cílem motorického učení je prostřednictvím racionálních postupů vytvářet, zpevňovat a stabilizovat konkrétní struktury řídicích a regulačních mechanismů pohybového jednání sportovce. Lze rozlišit několik úrovní motorického učení:

1. Úroveň senzomotorická
2. Vlastní osvojování sportovních dovedností
3. Využívání osvojených dovedností v podmínkách výkonu při soutěži

Komplex procesů odehrávajících se v nervové soustavě tvoří určitý systém, obsahující část aferentní, centrální, eferentní a zpětnovazební. Aferentní část má za úkol přijímat vjemy a vytvořit představu o úkolu, který má být řešen. V centrální části se informace zpracovávají a vytvářejí se programy pro řešení. Eferentní složka prostřednictvím pohybového systému uskutečňuje vybraný program řešení a část zpětnovazební má v řízení pohybové činnosti funkci kontrolní a regulační. Znázorněno na obrázku 2.1.

Samotné motorické učení může být definováno prostřednictvím pohybových dovedností jako osvojování, zjemňování, stabilizování a využívání pohybových dovedností (Schnabel, 1973).



Obrázek 2.1 Organizace, vztahy a průběh procesů při motorickém učení (Dovalil, 2002)

Dlouhodobý, komplexní a mnohostranný proces motorického učení se obvykle člení na několik fází podle Dovalila (2002), stejně tak i Moravce (2004):

Fáze: Hrubá koordinace

Vytvářejí se základy dovednosti. Učení začíná seznámením s úkolem, vytvářením představy a praktickými pokusy v jednoduchých standardních podmínkách. Uplatnění ve struktuře výkonu je malé, výkon zůstává nízký.

Fáze: Jemná koordinace

Představa se detailizuje, zvyšuje se podíl pohybového vnímání a koncentrace. Koordinace pohybů se zlepšuje. Celková účinnost pohybů dosahuje vyšší úrovně.

Fáze: Stabilizace

Dosahuje se zpevnění pohybových struktur v odpovídající diferenciaci provedení (automatizace-variabilita). Vnímání je komplexní, výkon je vysoký.

Fáze: Variabilní tvořivost

Vysoce osvojené dovednosti se tvořivě uplatňují i ve složitých proměnlivých podmínkách. Výkon je maximální.

2.3 Uplatnění v atletice

Atletika je komplexní sport a především technické disciplíny jsou obratnostně nesmírně namáhavé, proto motorické učení zastupuje nenahraditelnou roli, jak v oblasti trenérské, čili jeho podrobnému porozumění, tak v oblasti samotného sportovce.

Atlet, který dobře pochopí proces, v němž se z prvotních nezdarů a pokusů dostane na vrcholnou úroveň, má nesmírnou výhodu v tom, že si dokáže celý postup vysvětlit, analyzovat a je s ním do jisté míry smířen. Není pak zbytečně psychicky demotivován, že mu právě určitá činnost nejde, ale může se na druhou stranu zaměřit na soustředění a aktivaci CNS, která je pro učení tak nezbytná.

Stejně tak pro trenéra, který ví, v jaké fázi se svěřenec právě nachází a nezatěžuje ho zbytečnými radami a nuancemi, je jasné, do jaké míry může svěrence zatížit. Především první a druhá fáze učení zatěžuje CNS nejvíce, proto je nutné dát pozor na psychické přetížení a ztracení chuti k dalším opakováním a novým věcem.

Ani učení v atletice nemůžeme omezovat jen na motorické učení rázu automatického opakování a drilování požadovaného pohybu. Jde o činnost, která má i stránky poznávacího, pojmového a sociálního učení. I tyto jeho obecnější součásti mohou motorické učení významně ovlivňovat a zdokonalovat.

V tomto ohledu jde o rozvoj intelektuálních schopností a dovedností, o zdokonalování paměti a představivosti, o schopnost interpretace poznatků a zkušeností, i o rozvoj tvořivosti. Jde dále o schopnost přesného vnímání a rozlišování času, prostoru, diagnostického vnímání, orientace, koncentrace a rozdělování pozornosti.

Celý proces je pak završen zdokonalováním senzomotorických schopností, především senzomotorické rychlosti a tempa, schopnosti rovnováhy těla, statické a dynamické přesnosti, koordinace a flexibility. Ideomotorický trénink zde hraje svoji nezastupitelnou roli, kdy již jen pouhá správná představa navozuje aktivitu svalstva potřebného pro výsledný pohyb, tím pádem se i bez pohybového projevu „učíme“.

U sprinterských disciplín je nutnost zapojení co největšího počtu motorických jednotek ve svalu a také vzájemné souhry svalů. Tuto mezisvalovou souhru můžeme trénovat pouze pomocí nových prvků v tréninku, kdy narušujeme stereotyp již známých cviků, které nám svaly stimulují pouze do určité míry, a časem se stimulace zmenšuje. Jedná se o dobře známé cvičení, kde tělo našlo a naučilo se určité ekonomice pohybu, zapojuje se menší počet svalů a celková koordinace je mnohem lepší. Potřebujeme se naučit co největší počet různorodých cvičení, která neustále stimulují mezisvalovou

souhru a koordinaci. Jen tím je možné aktivovat svaly, které se běžně nezapojují a nepřetěžovat svaly stále stejné. Jen tak můžeme připravit organismus na maximální výkon a zamezit případným zraněním.

Největší rozdíl v procesu motorického učení oproti kolektivním hrám nastává ve fázi tvořivé asociace a tvořivé koordinace pohybu. V této části pohybového zdokonalování se atlet zaměřuje na schopnost a umění přizpůsobovat automatizovanou a stabilizovanou techniku provedení měnící se situaci a okolnostem výkonu. Další rozšiřování pohybové zkušenosti a dílčích analytických poznatků o pohybu významně zlepšuje pohybovou tvořivost. Ta sice není tak důležitá jako ve sportovních hrách, ale je potřebná všude tam, kde usilujeme o vyšší výkon, či o výkon právě na vybraných důležitých soutěžích. Pohybové učení i s ohledem na značný stereotyp atletického pohybu nezřídka končí u automatizace dovednosti v optimálních podmínkách. Atlet pak často jen s potížemi modifikuje techniku s ohledem na směr větru, mokré a kluzký povrch i další změny vnějších podmínek.

Problém nastává v procesu retence učení. Není možné si veškeré nové cviky pohybově zapamatovat napořád, jelikož nedošlo k úplnému naučení díky velkému počtu cviků a tím pádem malému časovému prostoru pro jejich nácvik. Tyto ne zcela dokonale ovládnuté pohyby nám poté slouží k neustálému zdokonalování.

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.

Běh je přirozená lidská lokomoce, kde časoprostorová synchronizace svalových skupin má svůj fylogenetický základ, který se dále vytváří a je individualizován v průběhu ontogeneze. 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. 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 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. 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.

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 (Choutka, 1976). 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.

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.

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.

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 znamená 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 chůze 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.

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.

Často je zmiňováno, že 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. 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 jich 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 hominidé 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 (Bowers, 2007).

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 lidští sprinteři 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.

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 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 tomu tak, protože při běhu se koleno v dokrokové fázi běhu více ohýbá než při chůzi a jeho vlastnosti (více obsahu kolagenu ve vazivu a ve šlachách) napomáhají při 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.

Dalším 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 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.

Stabilizace: 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 hýžd'ový sval. Tento sval, který se velmi vyvinul 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 (Bramble, Lieberman, 2004).

Termoregulace a dýchání: 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 nosohltanu, 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 Závěr

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.

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 živění 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 kopytnatce 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 většimu zisku masa za den než lovení s použitím luku a šípů.

Další otázkou je, proč se vlastně vytrvalost jako taková objevila? Odpovědí 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 dřevina 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 byli 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 Rozvoj rychlosti

Rychlostní schopnosti se rozvíjejí velmi obtížně, což platí tím více, čím je pohybová činnost koordinačně méně náročná, technicky jednodušší. Např. lze dosáhnout většího pokroku v rozvoji lokomoční rychlosti překážkového než hladkého

sprintu. Odhaduje se, že ve sprintu lze zlepšit výkonnost tréninkem jen o 20 – 30 % (Menzel, 1969). Obecně platí poznatek, že rychlost je nejhůře trénovatelná pohybová schopnost, u níž možnosti zlepšení jsou omezené, jen v rámci genetického limitu, který definuje rychlost střídání podráždění a útlumu. Známe je rčení, že "sprinter se rodí": jeho budoucí výkonnost je závislá na endogenních faktorech (podle Kováře ze 70 – 80 %).

V podstatě lze rozlišovat tři elementární formy rychlosti (Vindušková a kol, 2006):

1. Rychlost pohybové reakce
2. Rychlost jednotlivého pohybu
3. Rychlost frekvence jednotlivých pohybů

Rychlost běhu v atletice je dána součinem frekvence a délky kroku. Ve sprintech hraje důležitou roli také rychlost reakce, tedy start z bloků po signálu ze startovní pistole. Tato reakce je nejvíce důležitá při nejkratším sprintu v hale (60 m) a také při nejkratším sprintu venku (100 m).

Z hlediska rozvoje rychlosti rozdělujeme přímý a nepřímý rozvoj rychlosti. Nepřímý znamená to, že v samotném tréninku nerozvíjíme rychlost pouze běžeckými úseky, ale zvětšením síly určitých svalových skupin. V běhu se to pak projeví v těch činnostech, které jsou na síle nejvíce závislé, což je startovní výběh. Můžeme zlepšit rychlost rozvojem vytrvalosti, kdy díky ní je sprinter schopen déle udržet úroveň maximální běžecké rychlosti. Vytrvalost je také důležitá při vícekolových závodech jako je např. Mistrovství světa, kdy je sprinter nucen během několika dní absolvovat fázi rozběhů, meziběhů, semifinále, finále. Pokud startuje ještě na jiné sprinterské trati nebo ve štafetě, může počet závodních úseků dosáhnout čísla 10 během celého MS. Stejně tak o rychlosti rozhoduje větší pohyblivost. Sprinter je v tu chvíli schopen lépe uvolnit své tělo, čímž dosáhne větších rozsahů pohybu a tím pádem delší délky kroku. Navíc pohyblivost je důležitá jako prevence zranění. Nakonec obratnost a s ní spojená koordinace hraje nezastupitelnou roli především v technických disciplínách, ale správné časoprostorové uspořádání pohybu při běhu nám dává předpoklady k dokonalejšímu zvládnutí techniky.

Přímý rozvoj rychlosti znamená, že po nárůstu výkonnosti atleta a jeho adaptaci na trénink s všeobecným obsahem nastává určitá stagnace výkonnosti, proto musíme více začít používat prostředky se speciálním obsahem. Začneme tedy přímo působit na běh samotný. Používáme prostředky, jejichž pohybová struktura se blíží nebo splývá

s potřebnými pohybovými dovednostmi, např. start z bloků, letmé úseky apod. Důležité ale je vyvarovat se používání těchto prostředků ve standardních podmínkách, čímž by se sprinter velice rychle adaptoval na tréninkové podněty a mohla by přijít jistá stagnace rychlosti, či vytvoření tzv. rychlostní bariéry, což je momentální strop výkonnosti atleta, kdy i při aplikaci většího objemu či intenzity výkonnost nestoupá. V tuto dobu je pak nezbytné se snažit najít prostředky, které nám pomohou bariéru prolomit. Nastává individuální přizpůsobování tréninku svěřenci, snažíme se o co největší pestrost, nepřetěžujeme, zařazujeme prvky, které jsme dřív nedělali, snažíme se co nejvíce regenerovat. Dáváme pozor i na sebemenší detaily v technice a při provádění jakýchkoli cvičení. Tento přístup by ale měl platit všeobecně pro celý tréninkový proces, o to více při přímém rozvoji. Přímý rozvoj se vyznačuje o hodně vyšší kvalitou tréninku a tohoto prostředku se používá především ve fázi speciální přípravy.

3.4 Rozvoj síly

Síla je pohybovou schopností, která výrazně ovlivňuje sprinterský výkon při použití tzv. nepřímé metody. Všeobecná a speciální odrazová síla se rozvíjí pomocí těchto prostředků:

1. Bez zátěže
2. Se zátěží

Cvičení, kde se uplatňuje pouze váha vlastního těla, se využívají především ve všeobecné přípravě sprinterů a při odrazové síle. Jde zejména o rozvíjení síly velkých svalových skupin, jako jsou prsní svaly, břišní a zádové svaly, svaly paží a dolních končetin. Tyto cviky jsou všeobecně doporučovány pro téměř všechny věkové skupiny a lze je použít napříč všemi sporty a atletickými disciplínami. Jedná se především o kliky, tricepsová kliky, přitahy ramen, úklony s výdrží, posilování přímého i šikmého břišního svalstva, hyperextenze, podřepy, dřepy, výpony apod. Dále je možné použít mnohá nářadí: hrazdu, žebřiny, tyč nebo lano, lavičky, kozu, kde je velká možnost pro provádění všemožných cviků rozvíjejících komplexně svalstvo celého těla, což je v začátku přípravy velmi důležité.

Pro sprintery je v tomto období na místě rozvíjet odrazovou sílu, která má v začátcích ročního tréninkového cyklu méně dynamický charakter.

Ve sprintu nebo v trojskoku jsou základní požadavky kladeny na vyvinutí velké síly během velmi krátké doby opory (80 – 100 milisekund). Proto se atletický trénink

nemůže obejít bez provádění seskoků, které korespondují s pohybovou strukturou relevantní atletické disciplíny (Čoh, Peharec, Bačić, 2008).

Analýza průběhu síly v čase v horizontálním a vertikálním směru během oporové fáze ukázala, že maximum přetížení během oporové fáze činí ve vertikálním směru více než 3,5násobek hmotnosti těla. Přetížení, které působí na tělo běžce v horizontálním směru, činí asi jednonásobek. Tyto informace a velikosti je nutné uvažovat v tréninku síly (Hess, Schwirtz, 1992).

3.5 Rozvoj vytrvalosti

I když samotný výkon ve sprintu je otázkou několika málo vteřin, rozvoj vytrvalosti je základním kamenem k zvládnutí objemů v budoucím tréninku, k zamezení přetrénovanosti, k předejití zranění. Obecná vytrvalost umožňuje provádět cvičení rychlostní a speciální vytrvalosti, což znamená schopnost udržet maximální rychlost a vysokou rychlost co nejdéle.

Ačkoli pod pojmem vytrvalost si často představíme pouze samotný běh, lze tuto schopnost trénovat během jakéhokoli tréninku. Vytrvalost zlepšujeme např. při sprinterské abecedě v přípravném období, kdy nejsou cviky prováděné velkou intenzitou. Zde můžeme místo mezichůze zařadit meziběh nebo pauzu mezi jednotlivými cviky jen cca 10 metrů. Obdobně je tomu při ostatních cvičení, lze zkracovat délku odpočinku, cvičení plynule navazovat, v přípravném období by atlet vůbec měl být při tréninku v neustálém zápřahu.

3.3 Rozvoj pohyblivosti

Pohyblivost je pro sprintery velice důležitá pohybová schopnost, jelikož svalstvo a vazy, které si tuto schopnost zachovávají, jsou méně náchylné na zranění a rychlost běhu není jen záležitostí síly, ale i pružnosti svalstva, ke které právě dopomáhá dobrá pohyblivost. Jak již víme, rychlost běhu lze vyjádřit součinem délky a frekvence kroku. Délku kroku zajistíme především správnou uvolněností svalstva, a tím pádem toto svalstvo musí být dobře elastické a protažené.

Tato schopnost by se měla rozvíjet denním tréninkem, především pak ve vztahu k náplni hlavní části tréninkové jednotky. To znamená, že např. před tréninkem obecné vytrvalosti se nemusíme tak důkladně rozcvičovat a nemusíme se mnoho věnovat pohyblivosti jako před tréninkem sprinterským. Hlavní rozvoj pohyblivosti by tedy měl probíhat, někdy i dvoufázově, hlavně v podzimních měsících, to znamená na začátku

ročního tréninkového cyklu. Během dalších období se doporučuje pohyblivost udržovat zařazováním jejího rozvoje alespoň třikrát v týdnu.

Speciální pohyblivost se týká rozsahů pohybů souvisejících přímo s technikou disciplíny, musí být vyšší, než vyžaduje technika hladkého sprintu, aby bylo možné pohyby provádět snadněji a bezpečně co nejvyšší rychlostí.

Zvýšené požadavky jsou na pohyblivost v hlezenním kloubu, v kyčelním kloubu v bočné rovině, na ohebnost páteře, svalovou pružnost a uvolněnost. Cviky lze rozdělit na statické a dynamické, přičemž mohou být prováděny i s dopomocí druhé osoby, která nám pomůže zůstat nebo se dostat do krajní polohy bez naší síly, snadněji a tím pádem uvolněně, což umožní větší rozsah pohybu. Především je nezbytné se věnovat těmto svalům: svalstvo chodidla, trojhlavého lýtkového svalu, svaly přední strany bérce, dvouhlavého svalu stehenního, přímé hlavy čtyřhlavého stehenního svalu, svalů bedrokyčlostehenního aj.

3.4 Technika sprintu

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 stejně jako chůze přirozený způsob lokomoce člověka. Dostál (1985) se zmiňuje o svalové kontrakci a svalové relaxaci v rámci jednoho cyklu běžecského 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 běžecské rychlosti a rychlostní vytrvalosti. Správná běžecská technika může šetřit energetické zdroje a oddálit nástup únavy, která je považována za jeden z rizikových faktorů zranění. Při jednotlivých fázích běžecské lokomoce svaly pracují v různých kontrakčních režimech.

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 (Hlína, Moravec, 1989, 1990). 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 (Hlína, Moravec, 1990).

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.

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 (Dovalil, 1987). Z hlediska osobnosti sportovce se ve sprinterských disciplínách prosazují většinou cholericí, kteří mají rychlejší přenos v CNS a dokážou se tzv. zdravě naštvat.

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 prodloužení 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).

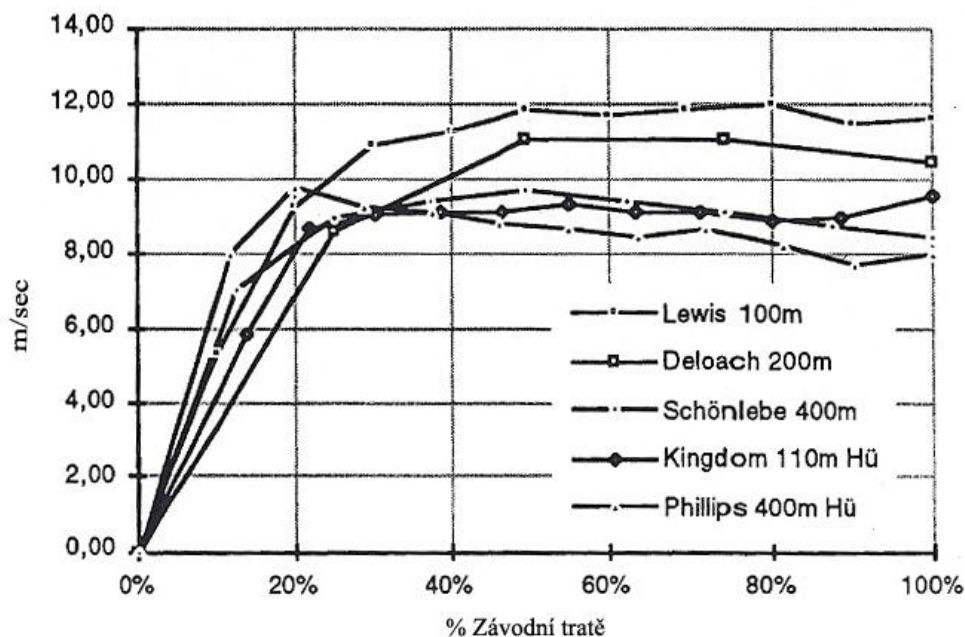
Výkon sprintu na 100 m se skládá z:

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

Maximální dosažená rychlost se u mužů v běhu na 100 metrů pohybuje okolo 12 m/s (obrázek 3.1).

Zlepšení výkonu může být dosaženo pomocí:

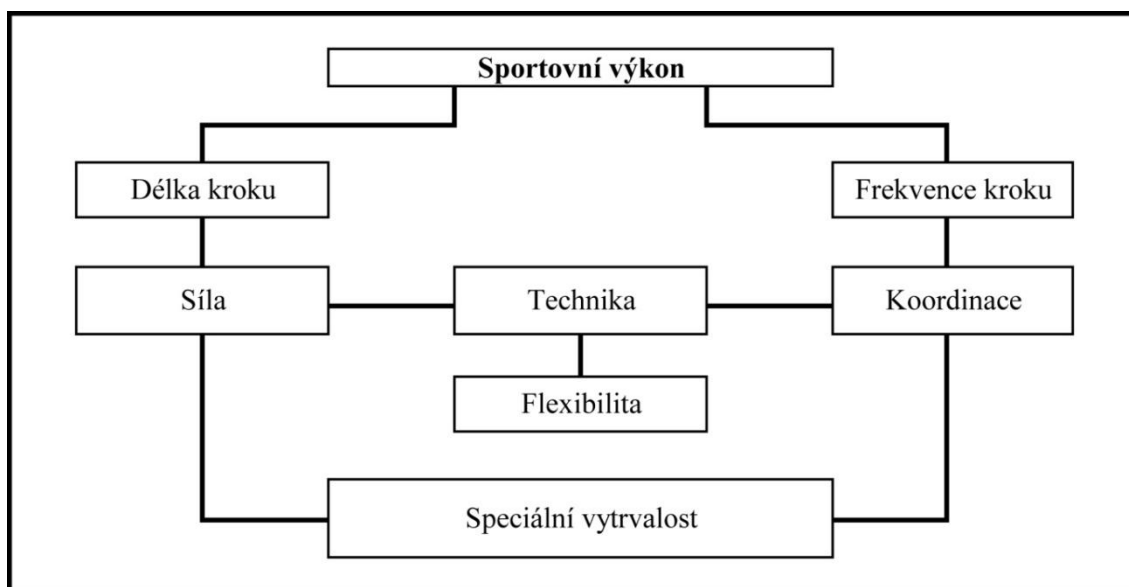
1. Zvýšení maximální rychlosti
2. Prodloužení akcelerace a delší udržení maximální rychlosti běhu
3. Minimalizace úbytku rychlosti v poslední části sprinterské trati



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

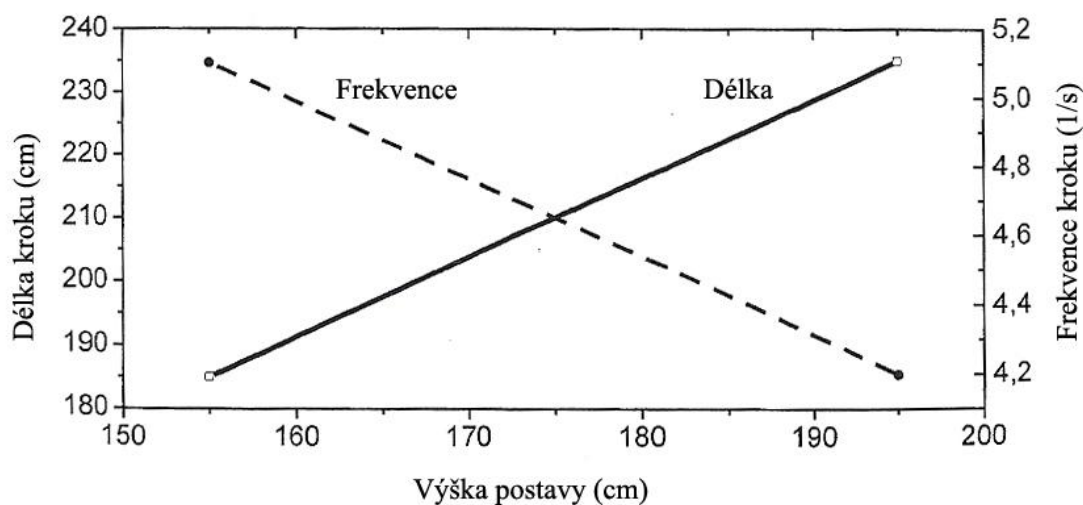
3.4.1 Délka a frekvence kroku

Rychlost běhu je závislá na délce a frekvenci kroků jak uvádí obrázek 3.2. Oba faktory podléhají funkčně-anatomickým, 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



Obrázek 3.2 Limitní faktory ve sprintu (Winckler, 1991)

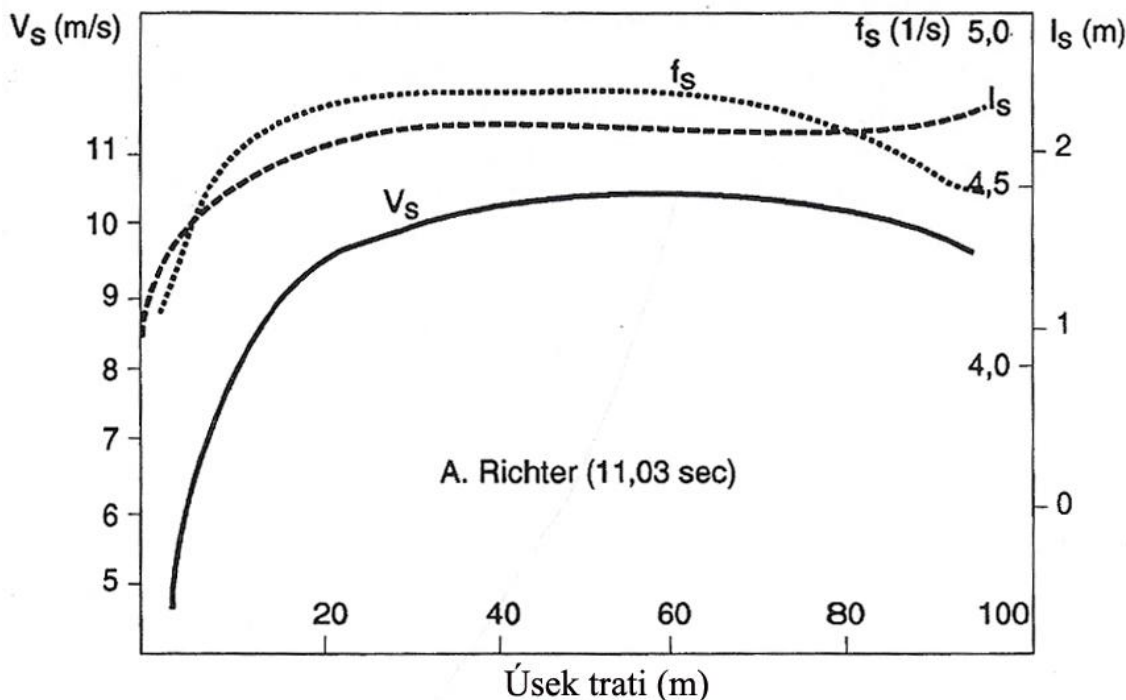
klesá frekvence kroku a naproti tomu se zároveň zvětšuje délka kroku, vliv výšky postavy na délku a frekvenci kroku lze vidět na obrázku 3.3. Délka a frekvence kroku se



Obrázek 3.3 Vliv výšky postavy na délku a frekvenci kroku (Hottenrott, Neumann, 2002)

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 obrázcích 3.4, 3.5 a 3.6.

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.

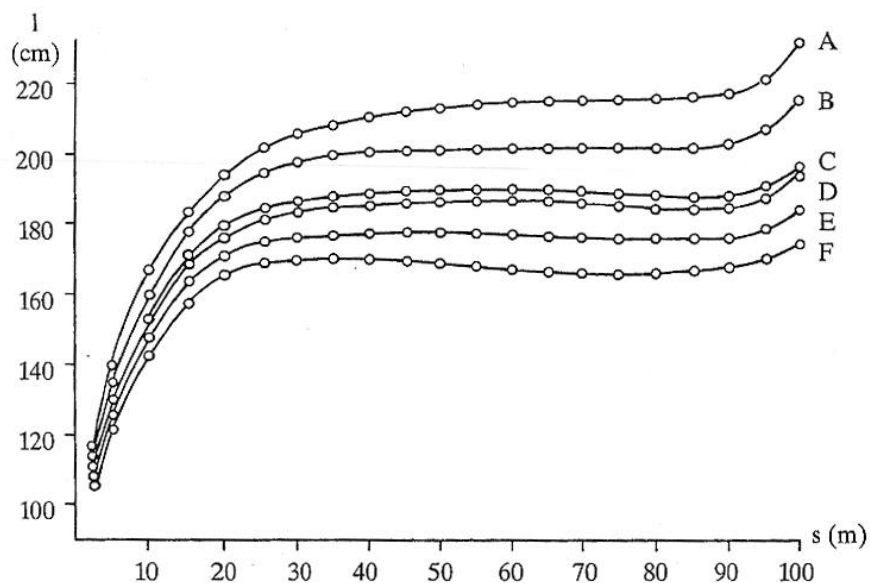


Obrázek 3.4 Rychlost běhu, délka a frekvence kroku na trati 100 m (Baumann, Schwirtz, Gross, 1986)

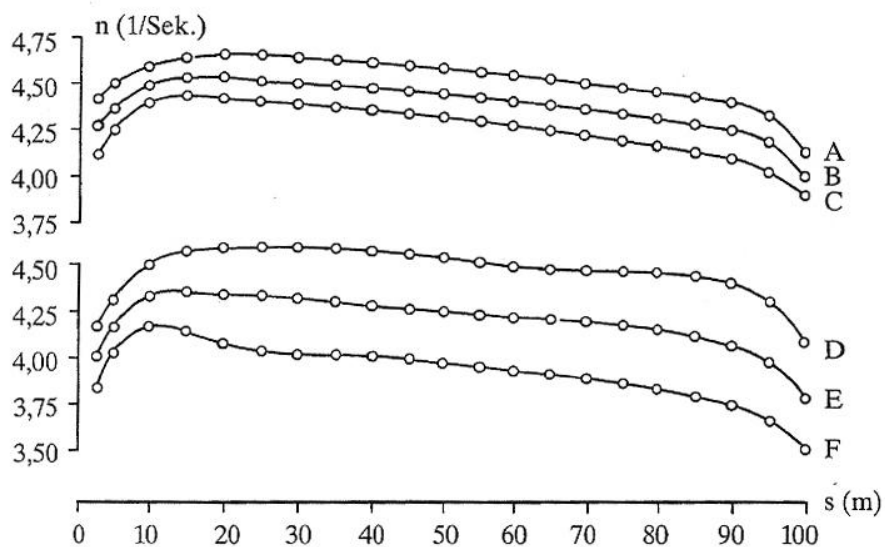
Délka (obrázek 3.5) a frekvence (obrázek 3.6) kroku se během trati mění, v první části běhu zejména kvůli jiné technice běhu (šlapavý způsob) a nízké rychlosti, v konci běhu pak díky narůstající únavě běžce a snižující se rychlosti běhu.

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 (obrázek 3.5 a 3.6).

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).



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



Obrázek 3.6 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)

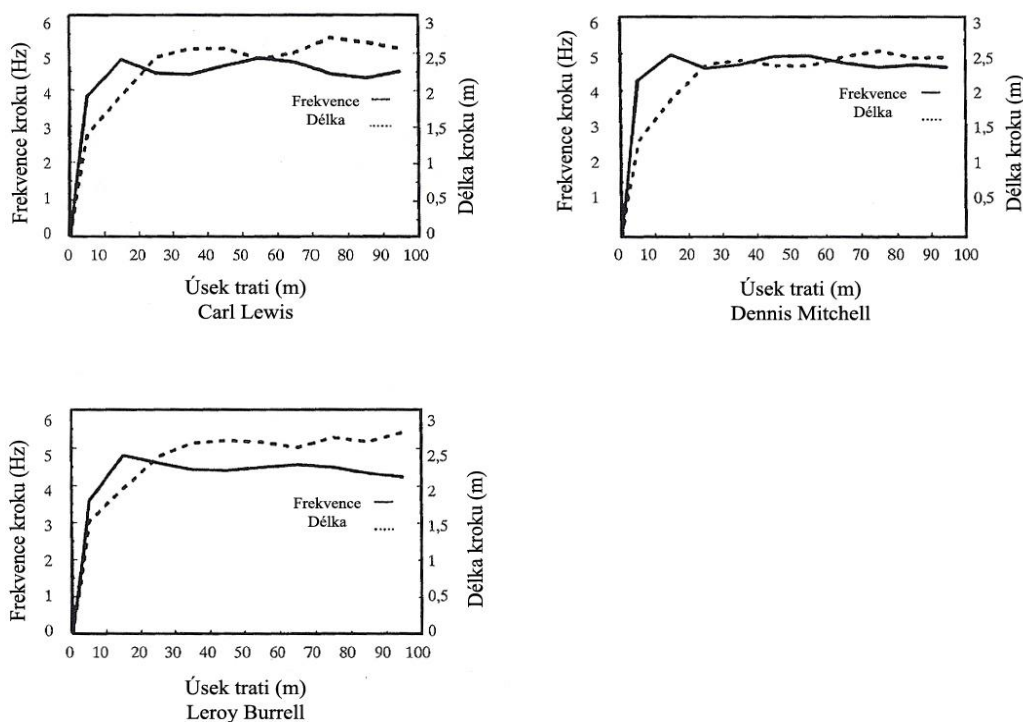
Parametr	Johnson	Lewis	F. Joyner	Ashford	Drechsler
Frekvence kroků (kroků/s, maximum)	5,02	4,84	4,68	4,93	-
Frekvence kroků (kroků/s, minimum)	4,61	4,15	4,35	-	4,08
Délka kroku (m) maximum	2,42	2,65	2,40	2,19	2,4
Délka kroku (m) minimum	1,71	1,85	1,69	1,61	1,78
Počet kroků	46,6	43,6	-	50,8	46,4

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.

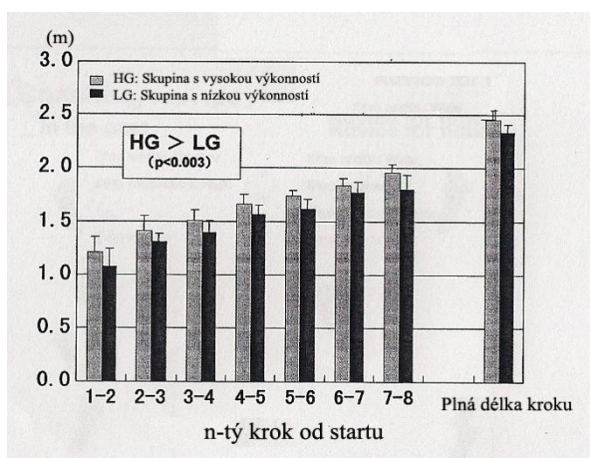
Tabulka 3.2 Parametry kroků v běhu na 100 m při MS 1991 V Tokiu (Ulrich, Jonath, Krempel, Haag, Müller, 1995)

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 obrázku 3.7.



Obrázek 3.7 Délka a frekvence kroku na trati 100 m při MS v Tokiu 1991 (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)



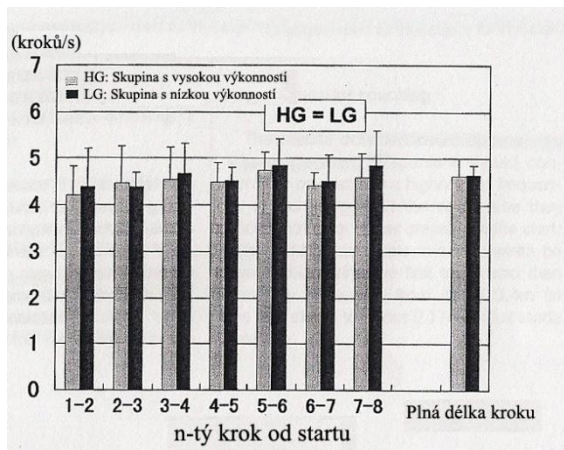
Obrázek 3.8 Délka kroku během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi, 2009)

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:

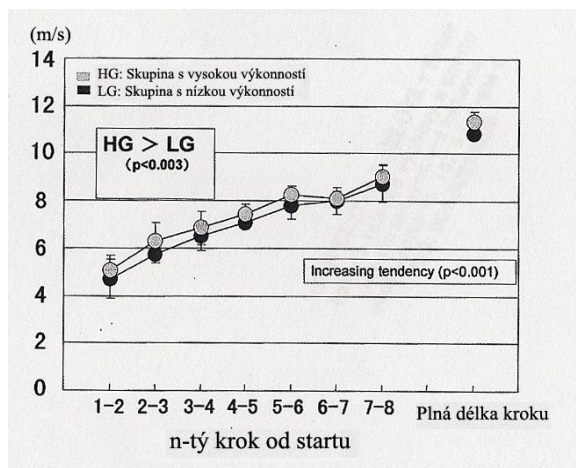
1. Délka kroku se postupně zvyšovala během první části akcelerace (obrázek 3.8). Vzory v prodlužování

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, obrázek



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



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

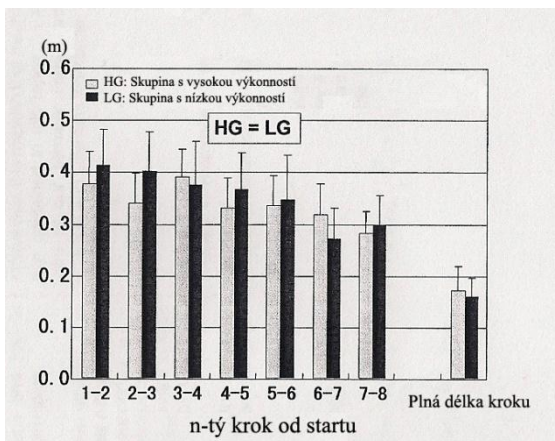
3.9) během akcelerace i během plné délky kroku a nebyly nalezeny žádné rozdíly mezi skupinami. Zatímco rychlost běhu vzrůstala během akcelerace, ve vzdálenosti (60m), kdy byla dosažena plná délka kroku v obou skupinách, se ukázalo, že VV skupina dosáhla již větší rychlosti (obrázek 3.10).

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 ($p < 0,001$, obrázek 3.11). 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 3.12. 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



Obrázek 3.11 Šířka kroku během počáteční fáze běhu a při plné délce kroku v běhu na 100 m (Ito, Ishikawa, Isolehto, Komi,

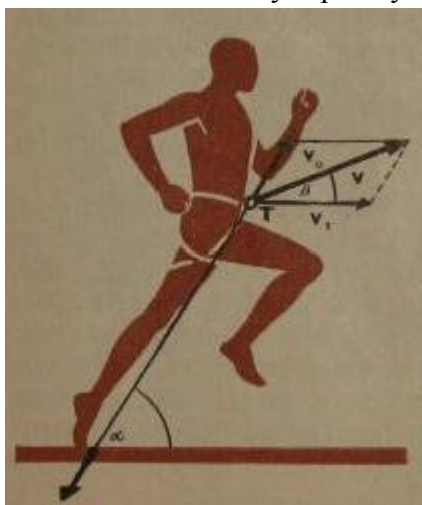
začít nový odraz. Doba letu jakéhokoli tělesa ve volném prostoru je vždy závislá na výšce letu, čili vertikální rychlosti.

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 bylo síly co nejlépe využito, 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 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.



Obrázek 3.12 Sklad rychlostí 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.

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 ohybačů 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).

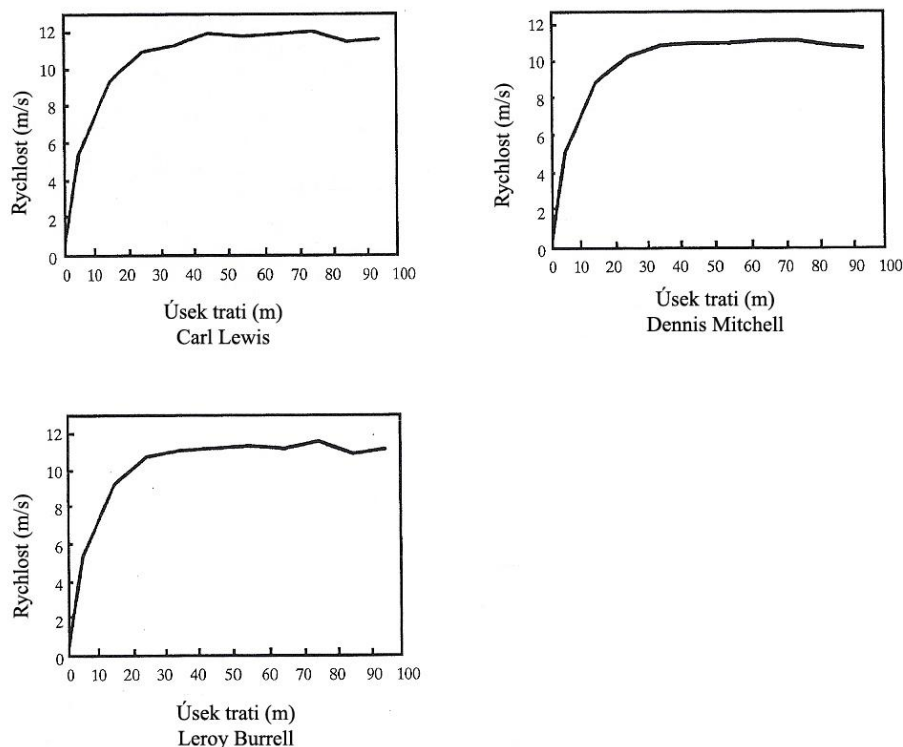
3.4.2 Rychlost běhu

Běh na 100 metrů se v analýzách 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 obrázek 3.13. 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.



Obrázek 3.13 Průběh rychlosti běhu na trati 100 m při MS v Tokiu 1991 (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)

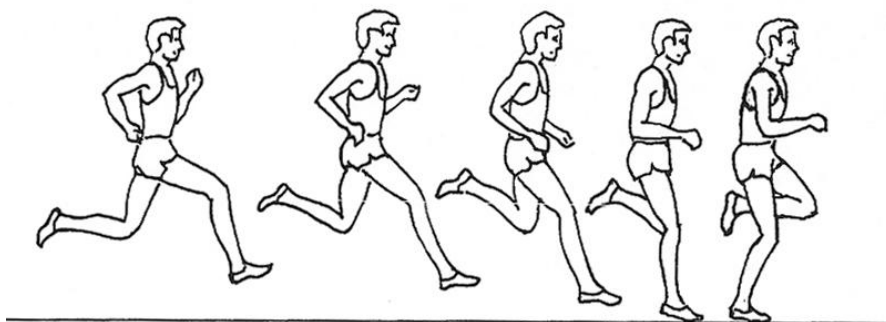
Celkovou analýzu nejlepších sprinterů posledních let včetně světového rekordu Usaina Bolta z MS 2009 z Berlína můžeme nalézt v tabulce 3.4.

Tabulka 3.4 Biomechanická analýza MS Berlín 2009 (Graubner, Buckwitz, Landmann, Starke, 2009)

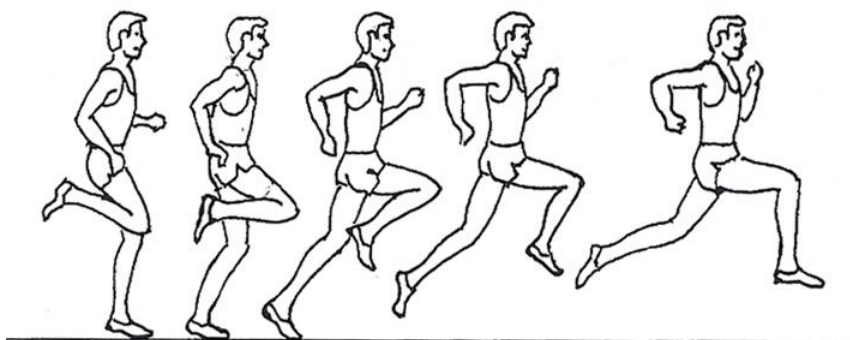
	Round	Wind	RT	t _{20m}	t _{40m}	t _{60m}	t _{80m}	t _{100m}	t ₂₀₋₄₀	t ₄₀₋₆₀	t ₆₀₋₈₀	t ₈₀₋₁₀₀	t _{30m}	t ₃₀₋₆₀
Bolt Usain	JAM	Fi	0,9 0,146	2,89	4,64	6,31	7,92	9,58	1,75	1,67	1,61	1,66	3,79	2,52
	JAM	SF 1	0,2 0,135	2,89	4,68	6,41	8,11	9,89	1,79	1,73	1,70	1,78	3,81	2,60
Gay Tyson	USA	Fi	0,9 0,144	2,92	4,70	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

3.4.3 Běžecké fáze

Běžecký cyklus (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995) se rozděluje na několik fází (obrázek 3.14 a 3.15): 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 3.14 Fáze dokroku (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)



Obrázek 3.15 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.

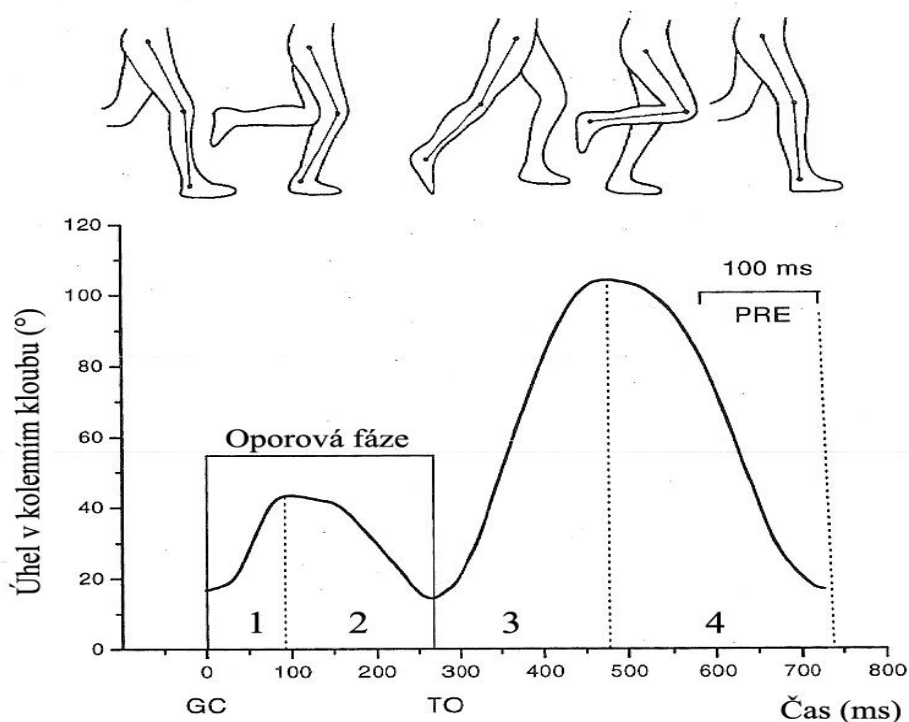
Tabulka 3.8 Prvky pro pozorování techniky běhu (Ulrich, Krempel, Haag a Müller, 1995)

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 zdvihu 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 přetížení. Doba trvání přední oporové fáze je závislá na velikosti úhlu flexe a rychlosti pokrčení. 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 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 švihu. Svalstvo je tak preaktivováno (obrázek 3.16, PRE) ještě před zatížením. Tato preaktivace je známá pod pojmem anticipace (Hottenrott, Neumann, 2002).

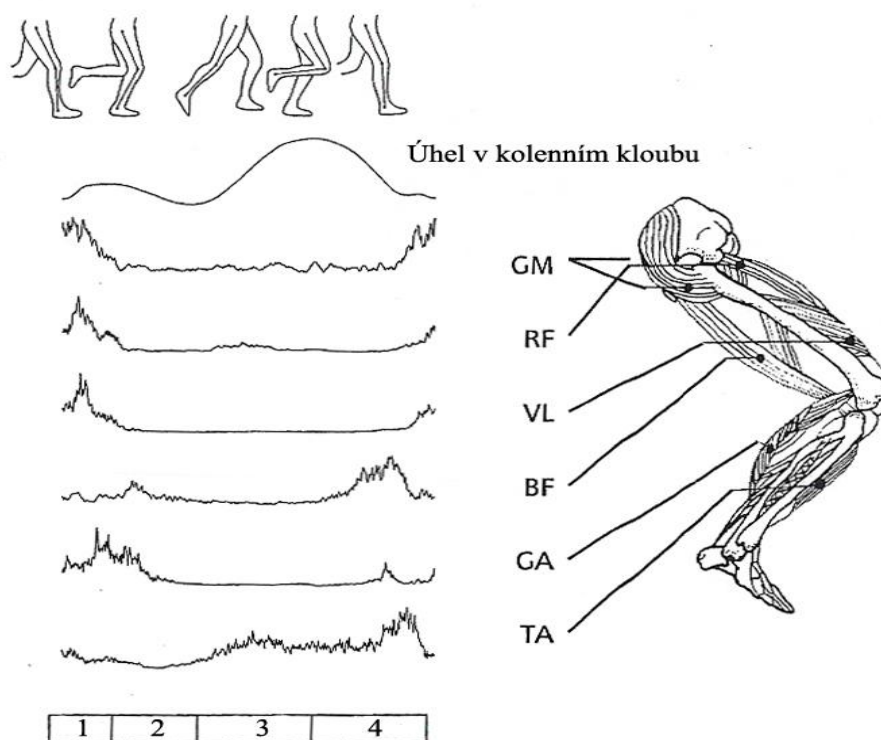


Obrázek 3.16 Fázová struktura běhu (Hottenrott, Neumann, 2002). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 - Zadní švihová fáze, 4 - Přední švihová fáze, GC – Okamžik dokroku, TO – Okamžik odrazu, PRE – Preaktivace

Z hlediska časového průběhu a úhlu v kolenním kloubu nám pro pochopení běžeckého cyklu poslouží obrázek 3.16.

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 3.17). 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



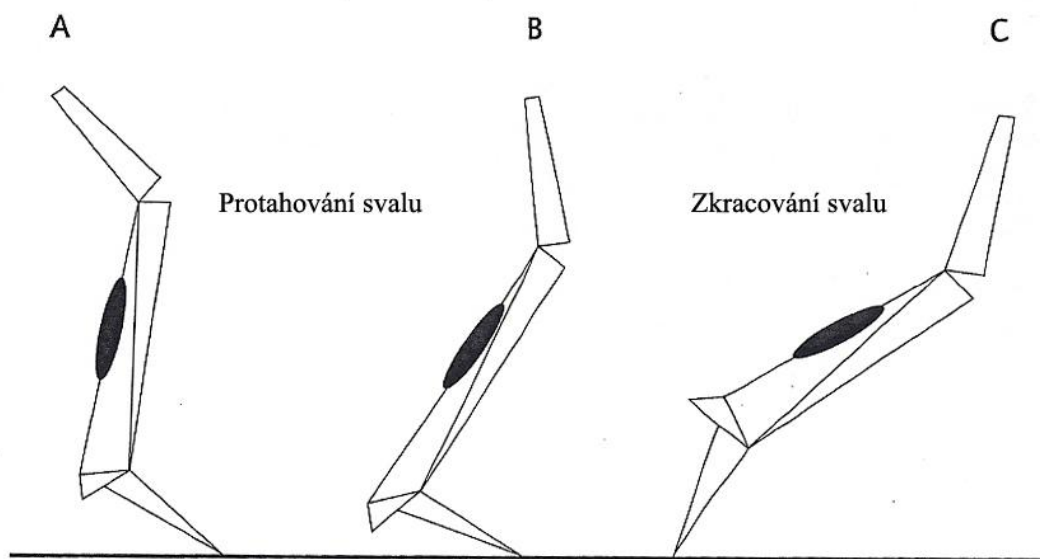
Obrázek 3.17 Svalová aktivita při běžeckém cyklu (Hottenrott, Neumann, 2002). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 - Zadní švihová fáze, 4 - Přední švihová fáze

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.

Přirozený 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. cyklu protažení-zkrácení (Hottenrott, Neumann, 2002; Cavagna, 1977), viz obrázek 3.18, což se děje v celém průběhu zadní a přední oporové fáze.

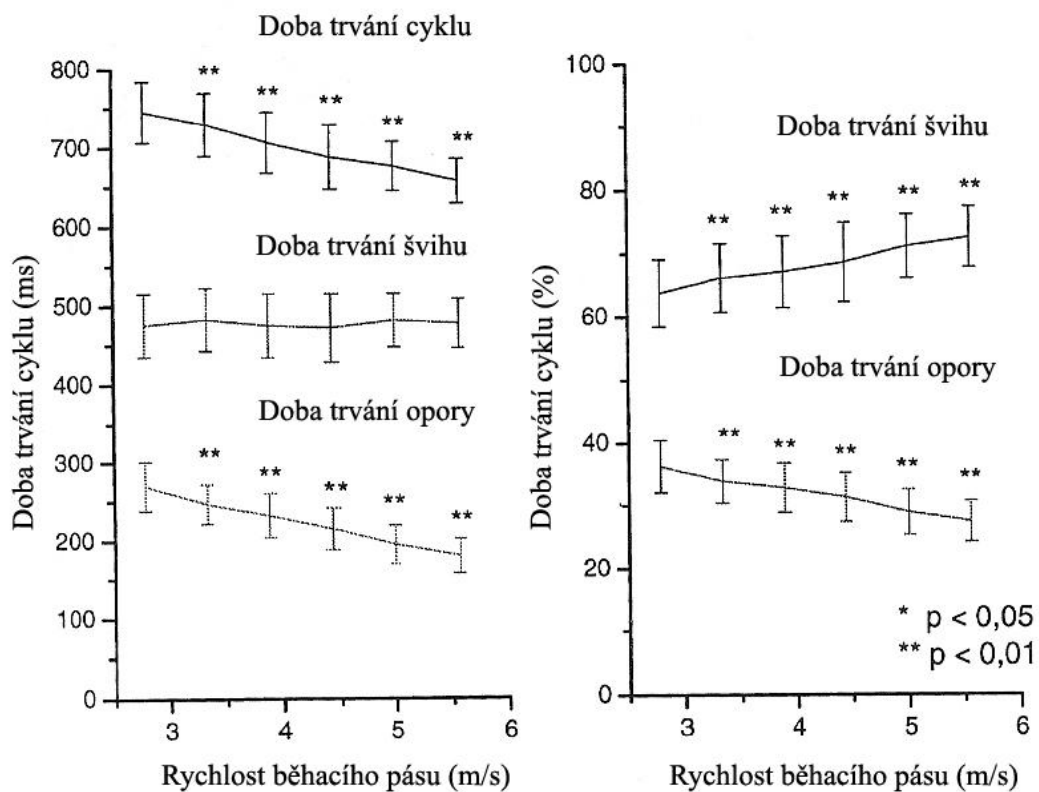


Obrázek 3.18 Cyklus protažení-zkrácení svalu. A: Protážení svalu, B: Excentrické natažení svalu během doby opory, C: Koncentrické zkracování svalu v okamžiku odrazu (Komi, 1994)

Činnost během cyklu protažení-zkrácení nabízí tu výhodu, že se v průběhu brzdící práce (protážení svalu) 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 svalového systému, nýbrž také na spuštění reflexů protažení během fáze protažení (Komi, 1994). Využití cyklu protažení-zkrácení spočívá v tom, že svalstvo je aktivováno ještě před prvním kontaktem s podložkou, fáze protažení je krátká a rychlá, a následuje bezprostřední přechod mezi excentrickou a koncentrickou fází (Komi, 2000). K vlivu účinnosti díky umocnění výkonu během cyklu protažení-zkrácení 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 atletů je tato doba zhruba 100 ms. U středních rychlostí okolo 5 m/s je již

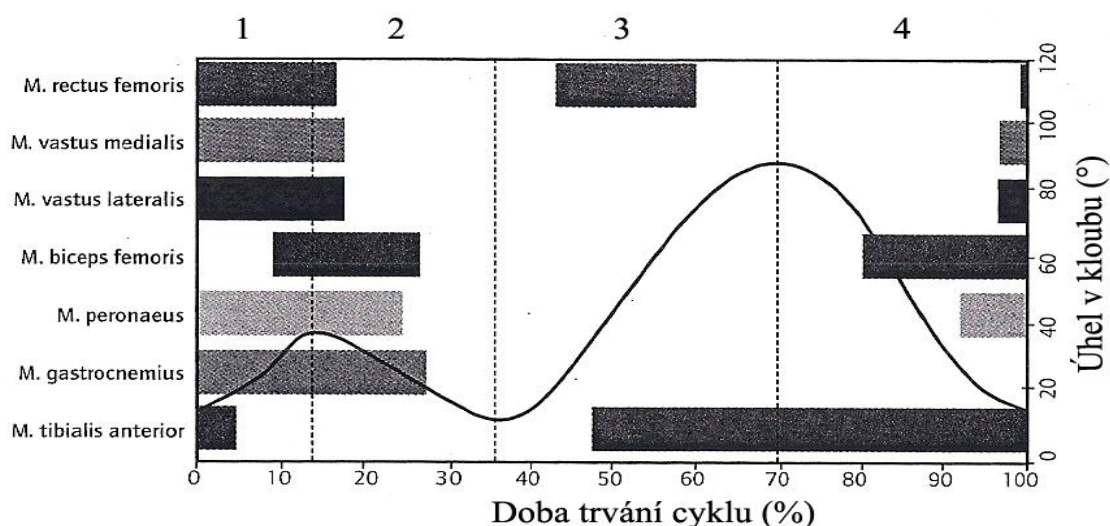


Obrázek 3.19 Střední, absolutní a relativní doba trvání opory, švihů a celého cyklu při běhu různou rychlostí (Hottenrott, 2001)

doba opory dvojnásobná, čili 200 ms. Na obrázku 3.19 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 obrázku 3.20.

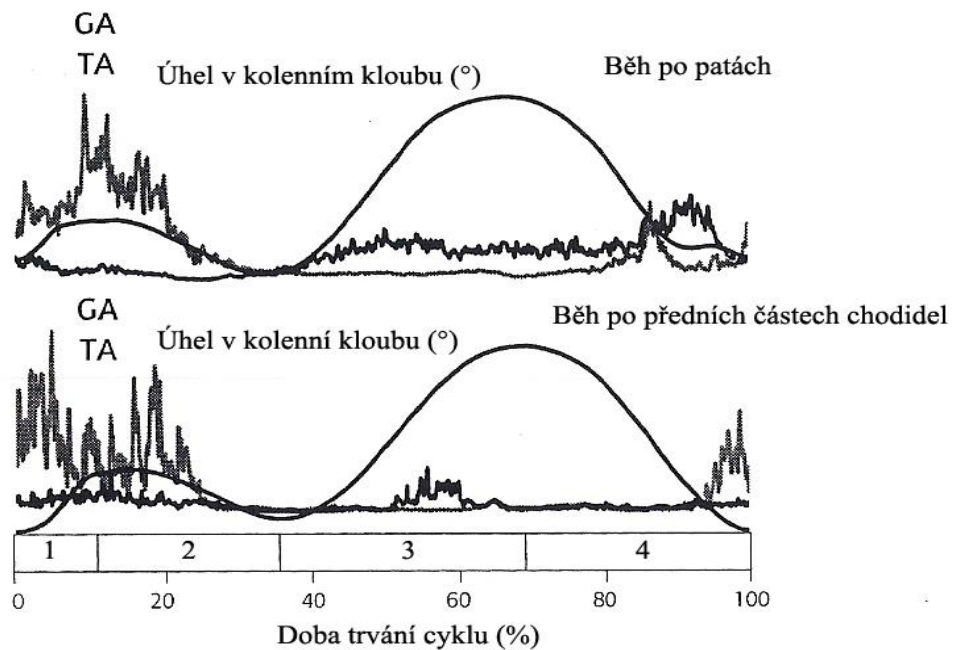


Obrázek 3.20 Relativní doba hlavní svalové aktivity a úhel v kolenním kloubu při rychlosti běhu 3,3 ms (Hottenrott a kol., 2001). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 - Zadní švihová fáze, 4 - Přední švihová fáze

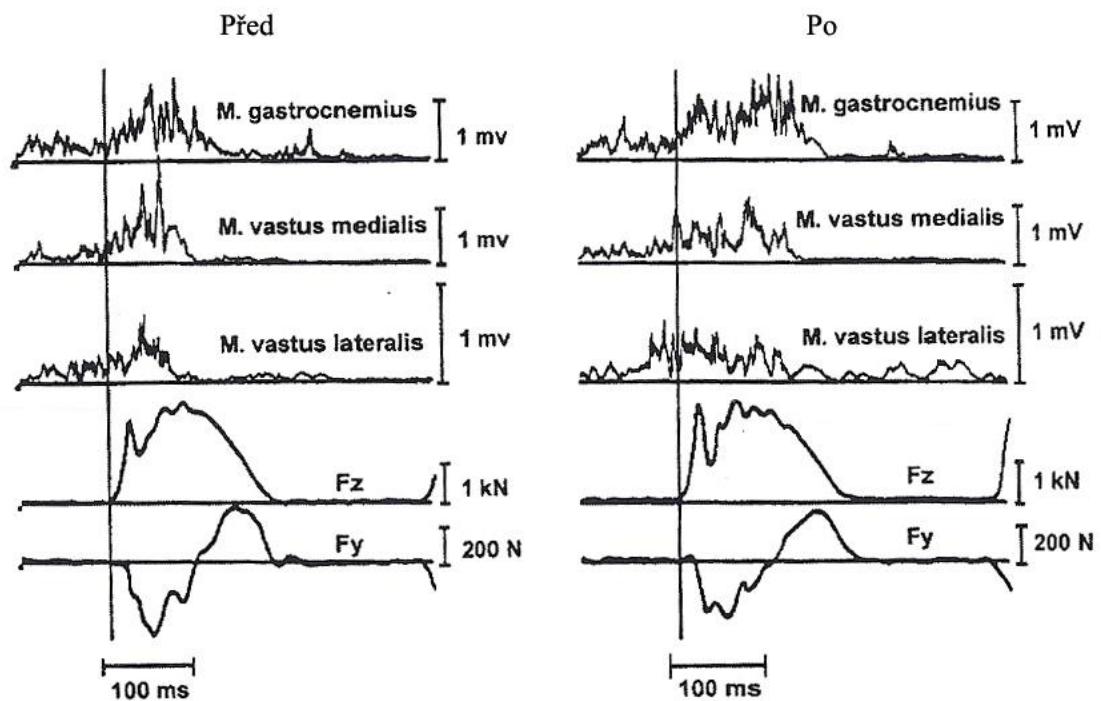
3.4.4 Faktory ovlivňující svalovou aktivitu

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) (obrázek 3.21).

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.



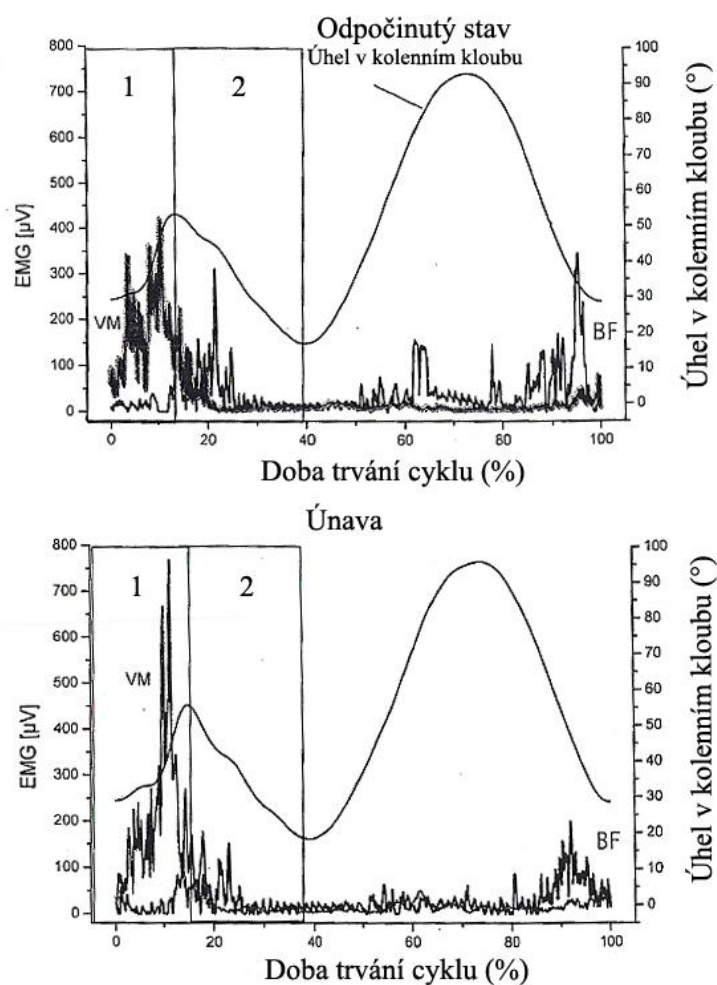
Obrázek 3.21 Svalová aktivita a úhel v kolenním kloubu při běhu po patách a předních částech chodidel (Hottenrott, Neumann, 2002). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze, 3 – Zadní švihová fáze, 4 – Přední švihová fáze; osa „y“ – elektrické napětí v mikrovolttech [uV]



Obrázek 3.22 Vertikální (Fz) a horizontální (Fy) působení síly a svalová aktivita při běhu submaximální rychlostí před a po maratonu (Nigg a kol., 2000)

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).

Svalová únava je přirozený důsledek tréninkové zátěže. Tvoří zároveň předpoklad k napětí ve svalech pomocí zvýšeného požadavku na výkon. Průběh únavy závisí na intenzitě a době svalového zatížení, délce svalu, na podílu svalových vláken a na aktuálním aerobním výkonu. U každého jednotlivce je průběh dále zvyšující se svalové únavy rozdílný. Po maratónu je změna svalové aktivity při běhu stejnou rychlostí jasná. Změny se prokazují také u vertikální a horizontální složky reakce podložky, viz obrázek 3.22.



Obrázek 3.23 Svalová aktivita extenzorů (VM: musculus vastus medialis) a flexorů (BF: musculus biceps femoris) kolene v odpočínutém stavu a při únavě (Hottenrott a kol., 2001). 1 - Přední oporová fáze, 2 - Zadní oporová fáze

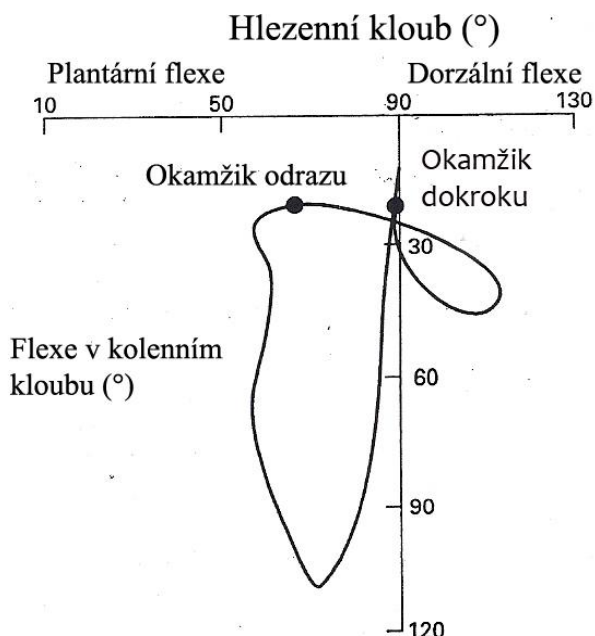
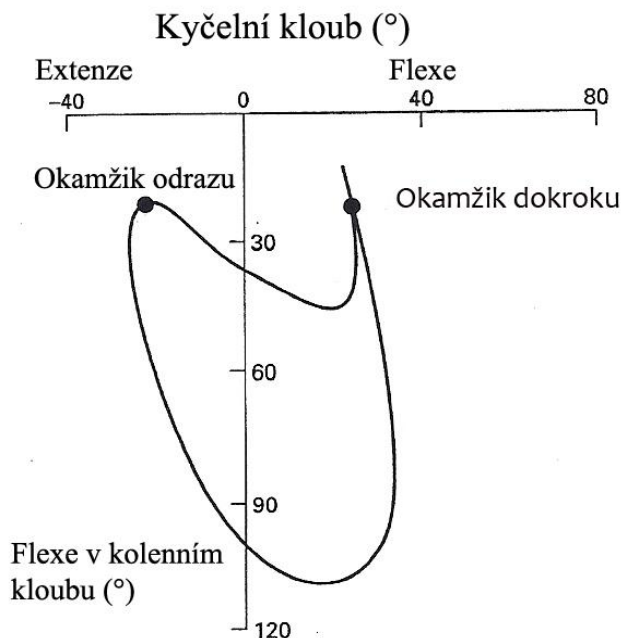
Jednotlivé výzkumy upozorňují na to, že k zachování stálé rychlosti běhu se aktivita v požadovaných svalech zvyšuje. Tato aktivita probíhá ve všech svalech velmi podobně. Jasně rozdíly se ukazují však mezi aktivitou extenzorů a flexorů. Ve stavu únavy přebírají při běhu silněji aktivitu skupiny extenzorů před skupinou flexorů (obrázek 3.23). Tato svalová dysbalance aktivity může poškozovat optimální stabilizaci končetin. Za následek může být instabilizace, nepřesné pohyby a zvýšené riziko přetížení. Z dlouhodobého hlediska může zvýšený tonus ve svalech přispět ke vzniku únavy a ke svalové dysbalanci (Hottenrott a kol., 2001).

3.4.5 Udržování postury a úhly v kloubech

Běžecský pohyb lze snadno analyzovat pomocí pozorování držení těla a úhlů v příslušných kloubech. Úhel trupu se vzhledem ke kolmici u běžců ideálně pohybuje mezi 4-8°. Během běhu kolísá o cca 4°. Tato oscilace je nepatrná u specialistů, naopak je známkou začínajících běžců (Simon, 1998). Držení těla se se zvyšující rychlostí běhu jen zřídka mění. Pohled ze strany, v okamžiku odrazu, ukazuje viditelně vytvořený trojúhelník u švihové dolní končetiny ze stehna, bérce a stehna oporové dolní končetiny. Z mechanického pohledu znamená centralizace segmentů dolních končetin, že se zvyšuje točivý moment bez výrazně zvýšeného úsilí. Analýza průběhu úhlů v kloubech zřetelně ukazuje na rozlišnosti mezi specialisty a rekreačními běžci. Při stejné rychlosti běhu je u specialistů úhel v kolenním kloubu ve větší flexi v přední oporové fázi a v zadní švihové fázi. V momentě vertikály je kyčelní kloub v maximální extenzi. Rekreační běžci zůstávají často v „sedavé“ poloze s flexí v kyčelním kloubu a tím pádem často běhají po patách.

Kyčelní kloub: Na začátku oporové fáze, v okamžiku dokroku, je kyčelní kloub ve flexi mezi 25° a 30° a flexe se mírně mění ihned po kontaktu s podložkou. Na obrázku 3.26 můžeme vidět úhel 26° u měřeného subjektu. Stehno v této pozici zůstává minimálně dalších 65 ms, poté nastává extenze v kloubu (Hawley, 2000). Jiní autoři uvádějí úhel v kyčelním kloubu mezi 140-160°, čili flexe 20° až 40°. V přední oporové fázi se flexe v kyčelním kloubu zvětšuje. Rozsah flexe ve všech kloubech závisí na běžecské technice a na stupni únavy. Během únavy se ukazuje tendence k větší flexi v kyčelním kloubu (Mann, Hagy, 1980; Williams, 1985; Milliron, Cavanagh, 1990). Přibližně v polovině doby opory přechází kyčelní kloub společně s kolenním a hlezenním kloubem do extenze. Extenze v kloubu v okamžiku odrazu je 22° (obrázek 3.24). Všechny klouby přecházejí od momentu vertikály do extenze. Extenze končí až

po okamžiku odrazu. Při větších rychlostech, kdy jsou vyvíjeny větší hnací síly, se úhel v kyčelním kloubu může zvětšit až o 5° . Při přechodu ze zadní do přední švihové fáze se silně zvětšuje flexe v kyčelním kloubu.

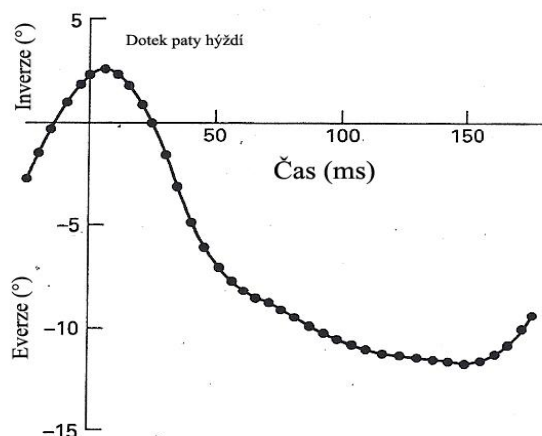


Obrázek 3.24 Flexe v kolenním kloubu jako funkce úhlu v kyčelním a hlezenním kloubu (Milliron, Cavanagh, 1990)

Kolenní kloub: V okamžiku dokroku není kolenní kloub v úplné extenzi. Flexe se pohybuje přes 10° (Hawley, 2000). Další autoři uvádějí úhel v kolenním kloubu mezi $10-30^\circ$. U běhu nižší rychlostí je úhel v kolenním kloubu menší, mezi $10-20^\circ$ (Mann, Hagy, 1980; Williams, 1985; Milliron, Cavanagh, 1990). Další 20° až 30° flexe se objevuje v přední oporové fázi, kdy je zmenšována vertikální rychlost běžcova chodidla a absorbována tak síla, která je vyvíjena na dolní končetinu při kontaktu s podložkou. Flexe kolenního kloubu je doprovázena od okamžiku dokroku k momentu vertikály excentrickým zatížením svalu m. quadriceps femoris (Mann, Hagy, 1980; Nilsson a kol., 1985; Mann a kol., 1986; McClay a kol., 1990) právě před tím, než nastane koncentrická fáze, od momentu vertikály do okamžiku odrazu (Mann, Hagy, 1980; Mann a kol., 1986; Novacheck, 1998). Od momentu vertikály, kdy se všechny tři klouby dolní končetiny dostávají do extenze, chodidlo

oporové dolní končetiny vyvíjí tlak směrem dozadu za tělo. Snaží se, v přeneseném slova smyslu, odtlačit podložku a zrychluje tak tělo ve směru dopředu a vzhůru (aktivní práce dolní končetiny). Kolenní kloub nepřechází do úplné extenze, nýbrž zůstává ve flexi mezi 15° a 20° (obrázek 3.24). Tak jako se zvyšuje rychlost běhu, zvyšují se i síly, které působí na tělo běžce při kontaktu s podložkou. Zároveň se všechny klouby dostávají během přední oporové fáze do větší flexe. Nicméně velikost této změny není větší než několik stupňů (Hawley, 2000). Při přechodu ze zadní do přední švihové fáze se silně zvětšuje flexe v kyčelním a kolenním kloubu.

Hlezenní kloub: Při okamžiku dokroku velice závisí na technice dokroku budoucí oporové dolní končetiny. Technika dokroku má největší vliv právě na pohyby v hlezenním kloubu, ať se již jedná o plantární nebo dorzální flexi. Při nižších rychlostech většina běžců dokračuje na zadní část chodidla, kdy je hlezenní kloub v 5° plantární flexi (obrázek 3.24). Ihned po okamžiku dokroku se plantární flexe nepatrně zvětšuje a následuje dorzální flexe v rozmezí 15° až 20°. V zadní oporové fázi, při extenzi kolenního kloubu, se hlezenní kloub nachází v plantární flexi kolem 30°



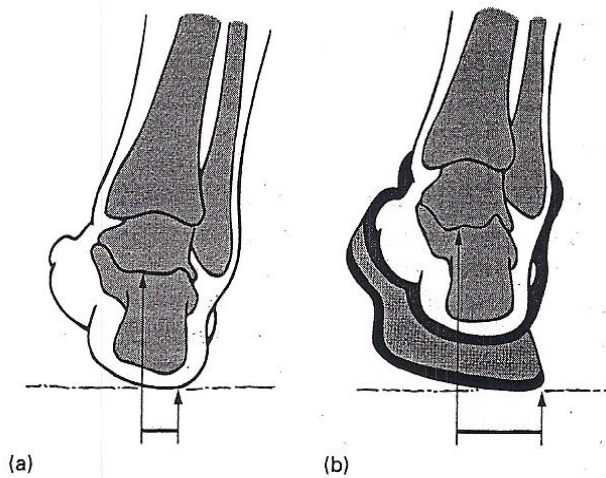
Obrázek 3.25 Orientace zadní části chodidla ve frontální rovině vztahovaná k ose bérce během oporové fáze (Hawley, 2000)

(Hawley, 2000).

Dvoudimenzionální everze zadní části chodidla: Ačkoli pronace subtalárního kloubu zahrnuje pohyb ve frontální a horizontální rovině a je spojována s dorziflexí v hlezenním kloubu (třidimenzionální pohyb), dvoudimenzionální analýza everze zadní části chodidla vzhledem k bérce (ve frontální rovině) může poskytnout hodnotný vhled do biomechaniky běhu. Obrázek

3.25 ukazuje, jak se zadní část chodidla pohybuje z inverze do větších hodnot everze během oporové fáze běhu. Pokud osa everze zadní části chodidla probíhá ve stejnou dobu se středovou čarou calcanea a tala (obrázek 3.26), okamžik, kdy se dotkne pata podložky, vytváří točivý moment, který vede k everzi zadní části chodidla. Pro atleta, který běží v botách, zvětšuje tloušťka podrážky délku ramena páky, na kterou působí

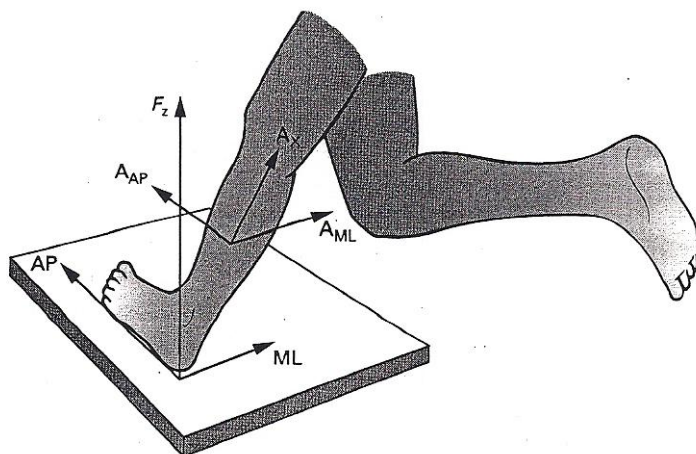
síla osy inverze-everze (obrázek 3.26), (Hawley, 2000). Z obrázku 3.26 je tedy jasné, proč běh naboso způsobuje menší pronaci než běh v botách.



Obrázek 3.26 Rameno síly frontální roviny everze při běhu naboso (a) a v obuvi (b) (Hawley, 2000)

inverze se objevuje v pozdější fázi opory.

Rotace femuru a tibie kolem podélné osy: Struktura subtalárního kloubu mezi tibií a talem je taková, že jakákoli everze zadní části chodidla, která se objeví během



Obrázek 3.27 Komponenty síly při reakci chodidla s v kolenním kloubu, což podložkou a komponenty segmentového zrychlení bérce může vést k poruchám během běhu; AAP – anteroposteriorní zrychlení, AML – měkkých tkání v kolenním mediolaterální zrychlení, Ax – axiální zrychlení, AP – kloubu (Nigg a Cole, anteroposteriorní síla, Fz – vertikální síla, ML – 1994). Je to velmi mediolaterální síla (Hawley, 2000)

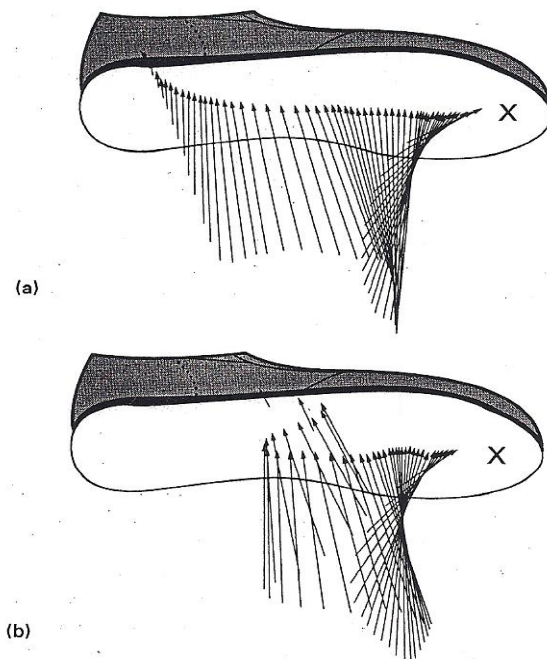
Třidimenzionální pronace subtalárního kloubu: Prvních 10-11 % doby opory je definováno plantární flexí everze talocalcaneal-talocruralního kloubu a minimální vnitřní rotací tibie. V dalších 37 % opory dominuje everze talocalcaneal-talocruralního kloubu, doprovázena vnitřní rotací tibie. Většina běžců vykazuje everzi během druhé poloviny doby opory, což mírně odporuje konvenčnímu myšlení, že supinace nebo alespoň

pronace, je doprovázena vnitřní rotací tibie. Objevuje se zde také zevní rotace femuru kvůli zevní rotaci v kyčli během oporové fáze běhu. Jelikož rotace těchto dlouhých kostí působí v opačných směrech, je zde potenciální výskyt točivého momentu

individuální, aby došlo díky tomuto mechanismu ke zranění. Individuální rozdíly v pozici hlezna a zatížení chodidla během kontaktu s podložkou, stejně tak jako neporušenost vazů, determinuje množství vnitřních rotací tibie. Přesto, kombinace nadměrné everze zadní části chodidla a vnitřní rotace tibie, je předpověď k častému zranění kolenního kloubu (Hintermann, Nigg, 1998).

Síla vznikající při reakci s podložkou: Síla, která vzniká mezi chodidlem a podložkou je běžně rozdělována do tří komponent působící v pravých úhlech (obrázek 3.27). Vertikální komponenta síly (F_z) vznikající při reakci s podložkou reaguje proti pohybu těla směrem dolů, který je způsoben zemskou gravitací před tím, než bude hnát tělo směrem vzhůru do další letové fáze. Anteriposteriorní (AP) komponenta působí ve směru pohybu: Může zvětšit nebo zmenšit běžeckou rychlost. mediolaterální (ML) komponenta působí v pravém úhlu na směr pohybu, a je tedy zodpovědná za změny směru. Vertikální komponenta je zdaleka největší komponentou, následují AP a ML komponenty. U rekreačních atletů při rychlosti 3,75 m/s dosáhly komponenty maximálních hodnot: 2,2; 0,5 a 0,2 násobky hmotnosti těla pro F_z , AP a ML (Hawley, 2000).

Vertikální komponenta: F_z je dělena na aktivní a pasivní komponentu (obrázek



3.27). Pasivní komponenta popisuje zahajující kolizi dolní končetiny s podložkou. Objevuje se během prvních 50 ms kontaktu s podložkou a je charakterizována rapidním vzrůstem a poklesem. Aktivní komponenta reprezentuje úsilí svalového systému v kontrole vertikálního přemístění těla, trvá po zbytek doby kontaktu s podložkou a ukazuje podstatně pomalejší vzrůst a pokles, ale obecně větší hodnoty než pasivní komponenta. Pasivní komponenta je více spojována se zraněními než aktivní

Obrázek 3.28 Vektory síly působící pod chodidlem při běhu po patách (a) a při běhu po středu chodidel (b) (Cavanagh, Běžci, kteří vykazovali větší pasivní Lafortune, 1980)

komponentu, byli více náchylní ke zraněním, než běžci, kteří vykazovali menší pasivní komponentu (Nigg a kol., 1984). Pozor by měl být dáván na neprodukování nepoměrně velkého vertikálního pohybu těla, protože běžci, kteří ukazují větší vertikální oscilace při dané rychlosti, mají vyšší spotřebu energie než běžci s malou oscilací (Williams, Cavanagh, 1987).

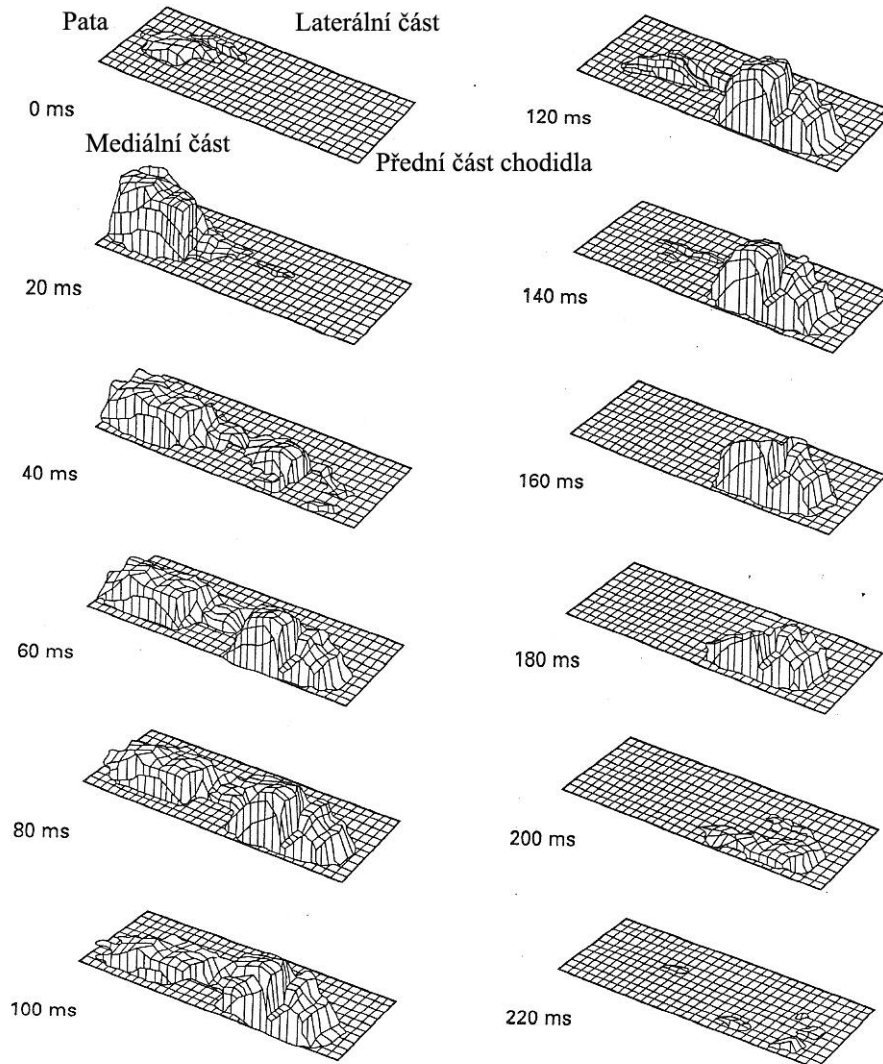
Horizontální komponenta v anteroposteriorním směru: AP komponenta během běhu může být rozdělena na brzdící a hnací fázi (obrázek 3.28). Změny v rychlosti způsobené brzdící a hnací silou by měly být téměř identické při běhu submaximální rychlostí, vyjma nepatrně větší hnací síly, která je potřeba pro překonání odporu větru. Brzdící fáze horizontální komponenty způsobuje 5% redukci v rychlosti, která musí být kompenzována hnací fází, aby se udržela rychlost běhu (Cavanagh, Lafortune, 1980). Obě fáze jsou pod svalovou kontrolou a technika běhu, která redukuje brzdící fázi, by měla zlepšit běžeckou efektivitu.

Centrum tlaku síly: Přibližně 70 % běžců provádí kontakt s podložkou na zadní třetinu jejich chodidla, zatímco zbylých 30 % provádí prvotní kontakt na prostřední třetinu chodidla. Analýzy centra tlaku síly u oněch 70 % běžců indikovaly, že zatížení chodidla se přesouvá progresivně od paty k přední části chodidla. Analýzy u zbylých 30 % ukázaly, že zatížení se nejprve pohybuje směrem k patě a poté se začne přesouvat směrem k přední části chodidla (obrázek 3.28).

Efekty běžecké rychlosti: Při zvyšování běžecké rychlosti se také zvyšuje impact peak (obr 3.33) a míra zatížení vertikální komponenty síly vznikající při kontaktu s podložkou. Impact peak vzrůstá téměř lineárně u rychlostí mezi 3 a 6 m/s, u rychlostí sprinterských byl zaznamenán údaj 5,2násobku hmotnosti těla sportovce (Hawley, 2000). Proto při vyšších rychlostech běhu je větší riziko zranění.

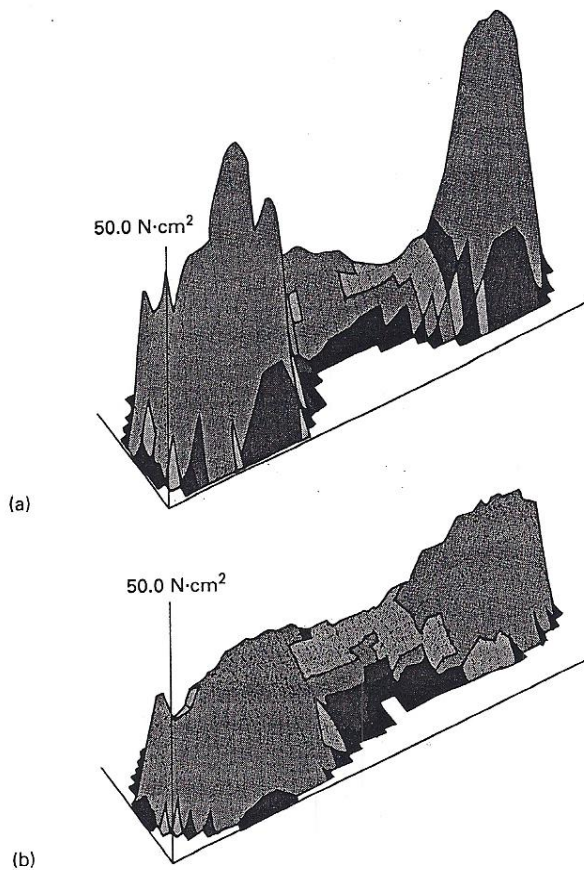
Efekty běžeckých povrchů: Studie vlivu povrchu na velikosti síly vznikající při kontaktu s podložkou ukázaly, že při běhu na betonu byly menší hodnoty aktivní i pasivní F_z než při běhu na asfaltu nebo trávě, kde byly hodnoty velmi podobné (Feehery, 1986). Bylo také nalezeno, že běh na trávě způsobuje větší zatížení než běh na betonu. Běh z kopce způsobuje neustále zvýšený impact peak F_z než běhu po rovině. Stejně tak se mění AP komponenty spojované s brzděním při běhu z kopce. Například, běh z kopce se sklonem 8,3 % zvýšil impact peak F_z o 14 %, zatímco brzdící impuls je téměř dvojnásobný ve srovnání s impulsem zrychlení. Bod dotyku mezi zemí a chodidlem se také posunul na chodidle směrem vzad.

Plantární tlak: Profily plantárního tlaku: K zobrazení plantárního tlaku slouží tlakové mapy (obrázek 3.29). Tyto mapy ukazují konečné propulsivní zapojení palce během pozdější fáze doby opory (během odrazu). Při běhu rychlostí 4 m/s je vrchol

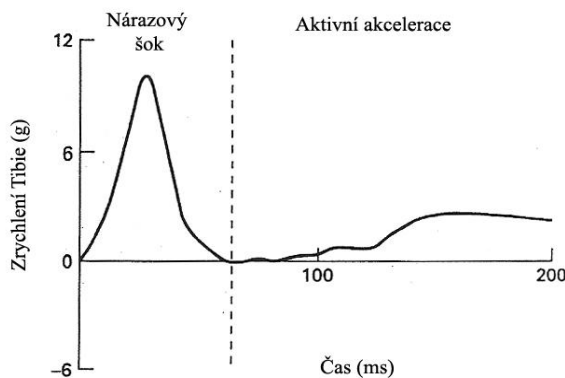


Obrázek 3.29 Typická tlaková mapa při běhu naboso rychlostí 4 m/s (Hawley, 2000)

tlaku pod metatarsální hlavičkou mírně vyšší než tlak pod patou (330-335 kPa vs. 312 kPa). Blízké zkoumání tlakové mapy odhaluje hranici mezi metatarsálními hlavičkami a prsty. Tlakové vrcholy jsou víceméně shodné pod palcem a metatarsálními hlavičkami, ale nižší pod ostatními prsty. Někteří vědci použili diskrétní senzory k odhadnutí relativního vlivu zatížení a hnací funkce na různých strukturách chodidel při běhu na běžícím pásu (Hennig a kol., 1996). Výsledky prozradily, že první metatarsální hlavička (21 %), následovaná palcem (17 %) a třetí metatarsální hlavičkou (14,6 %) byly nejvíce zatíženy při běhu. Dalšíh pět struktur (laterální a mediální pata,



Obrázek 3.30 Typická mapa tlakových vrcholů při běhu naboso (a) a při běhu v obuvi (b) (Hawley, 2000)



Obrázek 3.31 Akcelerace osy tibie během kontaktu s podložkou (Lafortune, Hennig, 1991)

laterální a mediální střed chodidla a pátá metatarsální hlavička) byly zatíženy mezi 7 a 11 %.

Efekty běžecké rychlosti:

Měření plantárního tlaku byla používána k zjištění efektů běžecké rychlosti na zatížení chodidla. Při zvyšování běžecké rychlosti se zvyšovala maxima plantárního tlaku. Největší zvýšení tlaku se objevilo pod laterální a centrální částí paty a pod palcem. Tyto nálezy dále podpořily pozorování trenérů, že zvýšení běžecké rychlosti bývá doprovázeno zvýšeným rizikem zranění.

Efekty obuvi:

Sportovní obuv hraje během běhu důležitou roli při snižování tlaku pod chodidlem (obrázek 3.30). Vrcholy tlaku pod patou, metatarsálními hlavičkami a palcem při běhu na boso (a) jsou redukovány téměř o 50 %, pokud se běží v botách (b), především díky rozložení zátěže na větší plochu. Deformace podrážky obuvi dovoluje metatarsálním hlavičkám fungovat více jako společná jednotka než jako pět individuálních jednotek. Zátěž uprostřed chodidla je rozložena více do stran a klenba chodidla přispívá k využití funkce obuvi jako prostředku, který pohlcuje zátěž.

Koncentrace vysokého tlaku pod metatarsálními hlavičkami potvrzuje potřebu nošení obuvi. Potřeba ochrany musí být zajištěna bez obětování výkonnosti, která je charakterizována hnací silou. Raději

než snížení celkového tlaku síly vznikající reakcí s podložkou, musí sportovní obuv zabránit lokalizaci tlakových bodů distribucí plantární zátěže přes přední část chodidla.

Segmentální akcelerace a přenos nárazu: Segmentální akcelerace může být rozdělena na tři komponenty jak je tomu u síly vznikající reakcí s podložkou (axiální – AX, mediolaterální – ML a anteroposteriorní – AP), (obrázek 3.27).

Měření akcelerace: Pasivní a aktivní prvky vertikální komponenty se objevují při akceleraci osy tibie.

Pasivní komponenta způsobuje různým segmentům běžcova těla krátkodobý šok. Tento šok se objevuje během prvních 30-50 ms dotyku s podložkou a charakterizuje ho ostrý vrchol s rapidním růstem a poklesem (obrázek 3.31). Aktivní komponenta je zodpovědná za druhý, méně výrazný vrchol, který se objevuje v pozdější fázi doby opory. Pasivní vrchol (nárazový šok), může být až třikrát vyšší než druhý aktivní vrchol (Lafortune, Hennig, 1991). Je všeobecně akceptováno, že šoková složka akcelerace může vést ke zranění svalů a kostí. Šíření šoku skrz tělo může být významný faktor ve vývoji degenerativních změn v kloubech a kloubních chrupavkách (Voloshin, 1988).

Přenos nárazu: Šok vzniká v chodidle před tím, než se přenese dál na dolní končetinu, stehno a trup a poté dosahující hlavy o 6-8 ms později (Valiant, 1990). Jak se šok šíří od segmentu k segmentu, jeho velikost se redukuje (Lafortune a kol., 1996). Akcelerace osy tibie běžně dosahuje hodnot mezi 7 a 11,5 g při běhu rychlostí 3,8 m/s (Clarke a kol, 1985; Perry, Lafortune, 1995). Variabilita maxim akcelerace při této rychlosti je přisuzována rozdílností v mechanice běhu, povrchu a typu sportovní obuvi.

Výzkumníci ukázali, že běžci, kteří změni délku kroku o 10 %, pocítují podobné změny v působení šoku na osu tibie (Hamill a kol, 1994). Tyto výsledky svědčí o tom, že běh s menší délkou kroků redukuje riziko zranění dolních končetin, ale způsobuje větší narušení vizuálních a vestibulárních funkcí.

Efekty běžecké rychlosti a povrchu: Vyšší rychlosti běhu způsobují větší šok na tibií. Například, zvýšení rychlosti běhu z 3,35 m/s na 5,26 m/s způsobilo zvýšení šoku o 70 %.

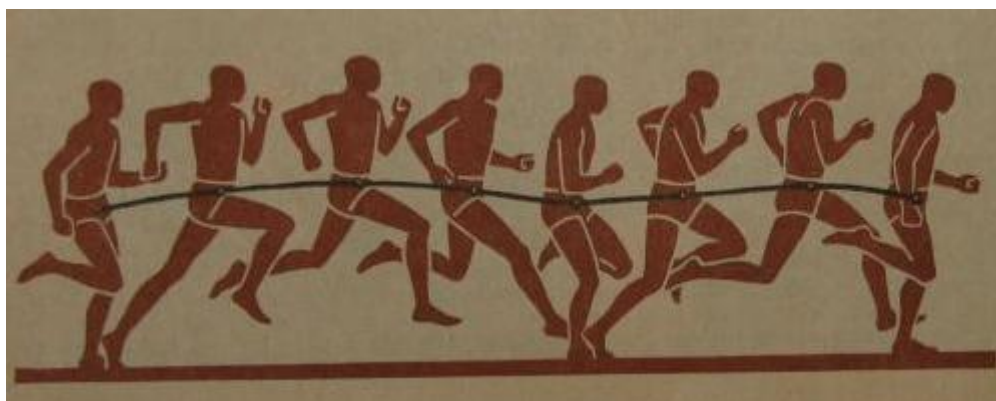
Běh na trávě způsobuje šok na tibií o 25-30 % větší než běh na asfaltu nebo na polyuretanových závodních drahách. Výsledek byl vysvětlen tak, že při běhu na trávě nemáme schopnost očekávat změny rovnoměrnosti podložky, která se nachází pod trávou: při očekávání možného nepravidelného dopadu tělo ztuhne. Běh na trávě

může vystavit klouby dolních končetin většímu riziku degenerativních změn (Kim, Voloshin, 1994).

Změny sklonu běžeckého povrchu mají vliv na šok, kterému jsou vystaveny dolní končetiny. Běh do kopce produkuje exponenciální pokles v akceleraci bérce, zatímco běh z kopce produkuje exponenciální růst. Vrcholy hodnot akcelerace při běhu z kopce dosahovaly hodnot přes 20 g, přičemž za očekávatelný následek je zvýšené riziko zranění dolních končetin.

3.4.6 Těžiště těla

Těžiště těla během běhu nepřetržitě osciluje ve vertikálním směru (obrázek 3.32). 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.



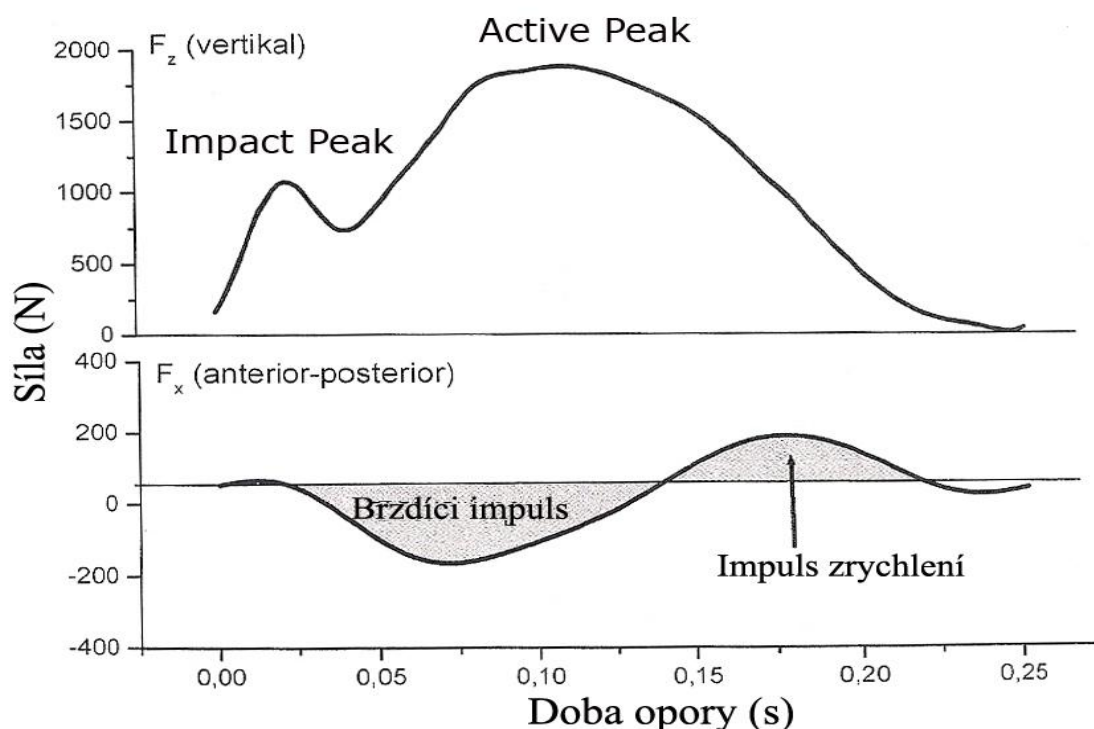
Obrázek 3.32 Vertikální průběh těžiště při běhu (Kněnický a kol., 1974)

3.4.7 Zatížení oporového a pohybového systému při běhu

Odhad zatížení na oporový a 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.

Analýza sil působících při reakci s podložkou je možná pomocí silo-časového diagramu (obrázek 3.33). První maximum vertikální síly se mezinárodně nazývá Impact Peak nebo Impact maximum, druhý vrchol pak Active Peak nebo Thrust Maximum

(Cavanagh, 1990). Impact Peak (pasivní vrchol) dosahuje při rychlosti běhu 3-6 m/s velikosti 1,5-2,5násobku hmotnosti těla a Active Peak (aktivní vrchol) 2-3násobku hmotnosti těla. Výška vrcholů nezávisí pouze na rychlosti běhu a hmotnosti těla, ale také na délce kroku, obuvi, běžeckém stylu, době opory a velikosti vertikálního výkyvu těžiště (Hottenrott, Neumann, 2002).



Obrázek 3.33 Brzdící impuls a impuls zrychlení (Hottenrott, Neumann, 2002)

Pokud je brzdící impuls v přední oporové fázi a impuls zrychlení v zadní oporové fázi stejný, zůstává rychlost běhu zhruba konstantní. Pokud je impuls zrychlení menší než brzdící impuls, potom se i rychlost běhu snižuje (obrázek 3.33). Během hromadění horizontální brzdící síly se rychlost těžiště těla zpomaluje a během hromadění horizontální akcelerační síly se zrychluje. Rozhodující pro zrychlení nebo zpomalení těžiště je poměr velikostí obou sil. Čím blíže leží těžiště těla během začátku oporové fáze za oporovou dolní končetinou, tím menší je velikost brzdící síly. Nasazení dolní končetiny při dokroku a aktivní extenze kyčelního kloubu ovlivňují velikost brzdící síly (Cavanagh, 1990; Waser, 1985). Vrchol brzdící síly se zvětšuje při zvyšování rychlosti běhu. Běžci, kteří běhají po patách, dosahují u rychlosti běhu 4,5 m/s vrcholu brzdící síly, který je 45 % hmotnosti těla. U vyšších rychlostí běhu (7,6

m/s) vzrůstá hodnota až na 75 % hmotnosti těla (Miller, 1990). 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 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

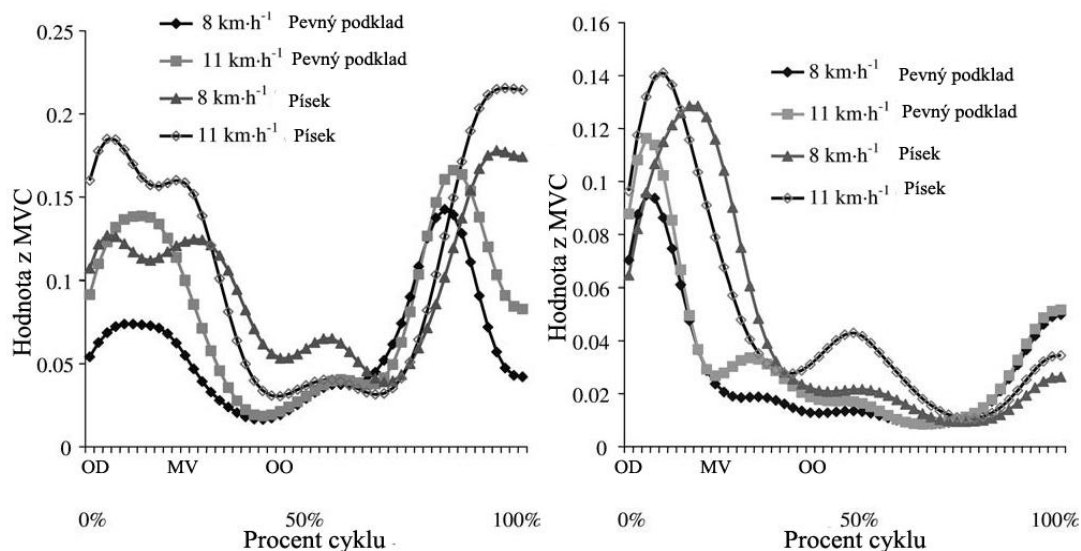
Tabulka 3.11 Doby opory při běhu a SBC a doba trvání 2 cyklů při rychlosti 7 m/s (Pařík, Hojka, Pavelka, 2011)

	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

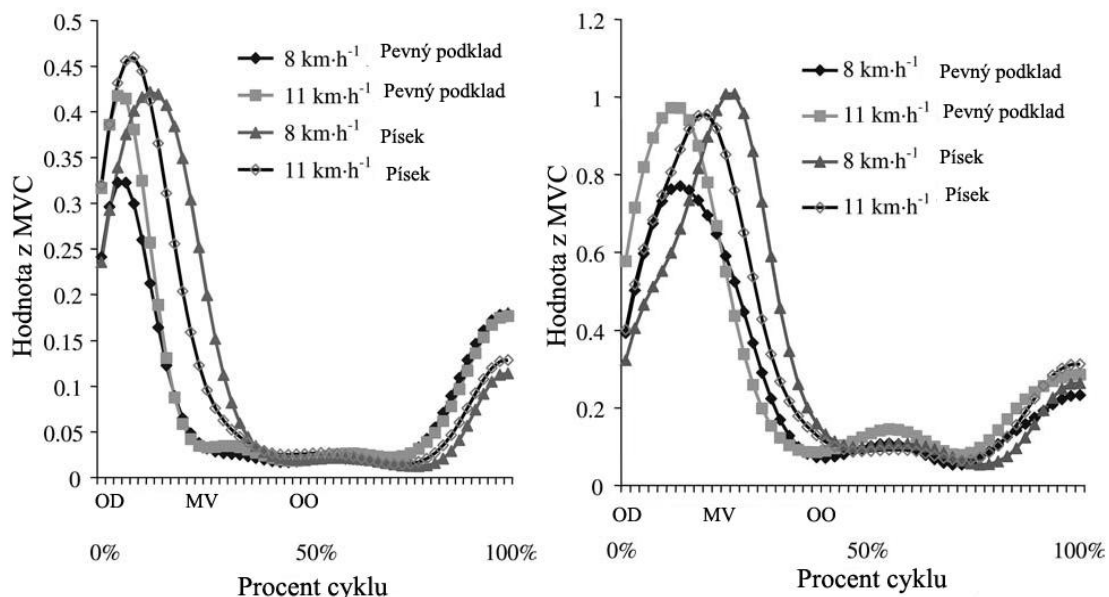
Rozdílné zatížení svalů se projevuje při běhu na různých površích (obrázek 3.34 a 3.35). Na obrázcích je zřetelné, že ve většině případů je svalový systém nejvíce zatížen při běhu vyšší rychlostí a na měkkém podkladu, zde písku. Větší aktivita svalů se neprojevuje pouze během maximální aktivity, ale 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).



Obrázek 3.34 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)



Obrázek 3.35 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)

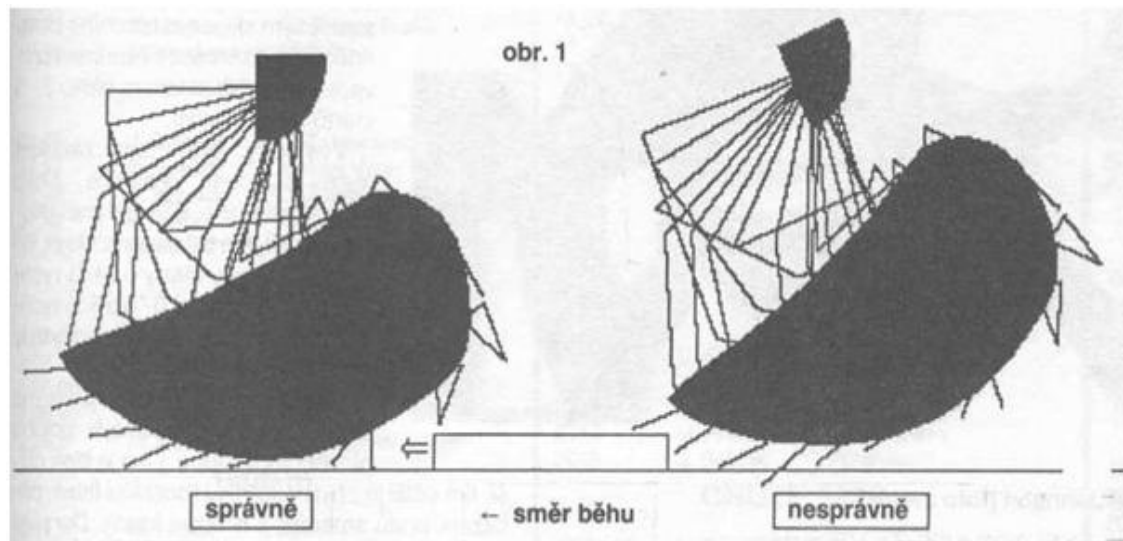
3.4.8 Názorný popis techniky sprintu



Obrázek 3.36 Fáze odrazu (Beran, 2008)

Na obrázku 3.36 je zřetelně vidět nedopnutí odrazové dolní končetiny v kolenním kloubu, kdy je nyní tento trend prosazován u nejkratších sprintů. 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

(plantární 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 3.39. Stejně tak můžeme vidět i na obrázku 3.37 tzv. přední náhon, kdy je hlavní hnací síla soustředěna před tělo běžce a je jí tak dosaženo pomocí aktivního došlapu. Je-li



Obrázek 3.37 „Přední“ a „zadní“ náhon při běhu (Vonstein, 1996)

úhel vzletu při odraze 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 těžiště značně před místem odrazu nebo je možné odraz „nedodělat“, jak je možné vidět na obrázku 3.36, 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



Obrázek 3.38 Fáze letu (Beran, 2008)



Obrázek 3.39 Okamžik dokroku (Beran, 2008)



Obrázek 3.40 Moment vertikály (amortizace) (Beran, 2008)

uprostřed fáze letu (Svoboda, 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 3.38 můžeme vidět běžce, jako by v běhu „mírně seděl“, což se řadu 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 3.39 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 nejbližší 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 3.40 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 3.41 Práce paží (Beran, 2008)

k „přednímu“ náhonu (Svoboda, 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

Téměř učebnicová je u běžce práce paží (obrázek 3.41). 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).

3.5 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.

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.

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.

Skipink

Úkol: zdůrazňování skrčování přednožmo u švihové nohy s ostrým úhlem mezi stehnem a bércelem 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.

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 bėrec provádí zakopávání až za kolmicí a tím je zdůrazněno protažení přední části stehna a zvětšený rozsah pohybu v kyčelním kloubu.

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.

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.

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 a výzkumným týmům atd. 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. PolyEmg je v medicíně udávána jako samostatná technika. Měří se rychlost vedení vzruchu ve stimulovaném nervu a velikost elektrické odpovědi na stimulaci ve svalu nebo v jiném místě nervu. 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.

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).

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. Během těchto experimentů byl Hubbard také mezi prvními, kteří zmínili cyklus protažení-zkrácení.

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).

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 neznámá, 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).

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).

Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. 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 nejvěrněji – tvar pohybu i charakteristiku práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická (Rodová a kol., 2001).

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

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 (extenze 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, extenze 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 i verse 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 (extenze, zevní rotace, pomocná abdukce a addukce v kloubu kyčelním, pomocná extenze 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 fasciae latae, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis. 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 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.

4.1.2 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, která bývá 1 mm - 2,5 cm. Existují určité pohledy na umístění elektrod. Platí zásada, že elektrody se mají umístit na břicho 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 břichu. Další navrhuje umístění elektrod na střed svalového břicha (Nilsson a kol., 1985; Zuniga, Truong, Simons, 1969). Kramer, Kuchler a Brauer (1972) doporučují umístění podélně na střed svalového břicha. 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

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.

4.1.3 Elektrody

Dělení elektrod podle konstrukčního typu:

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. Průměr elektrod (vodící plochy) by měl být 1 cm nebo menší. Vzdálenost mezi elektrodami by měla být cca 2 cm (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).

Jehlové elektrody: Používají se jak při nativní elektromyografii, tak při studiích vedení periferními nervy. Existují různé typy: koncentrické, bipolární, unipolární.

Povrchové miskové nebo samolepící elektrody, převážně s Ag/AgCl povrchem, je nutné dostatečně mechanicky očistit a omýt benzin-alkoholem. Jehlové elektrody se mohou sterilizovat.

Jehlové elektrody se používaly při studiích běhu (Brandell, 1973; Paré, Stern, Schwartz, 1981; Schwab, Moynes, Jobe, Perry, 1983). Jejich použití je problematické. Jednak se musí elektroda zavést přímo do svalu, tím pádem se při pohybové aktivitě sama pohybuje, rozdrásává svalovou tkáň, způsobuje nežádoucí artefakty a někdy i bolest. Zaznamenávají aktivitu pouze z určitého lokálního místa a nereprezentují tak práci celého svalu (Frigo, Shiavi, 2004). Jehlové elektrody jsou invazivní, proto je

potřeba zdravotnický dohled. V neposlední řadě záleží na hloubce vpichu. Měření pomocí jehlové elektromyografie se hůře standardizuje než měření pomocí povrchové elektromyografie (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.

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

4.1.4 Využití a limity SEMG pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky

Pro větší názornost jsou rozlišeny typy studií dle cíle sledování a způsobu vyhodnocení:

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, Zwieck, 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.

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.

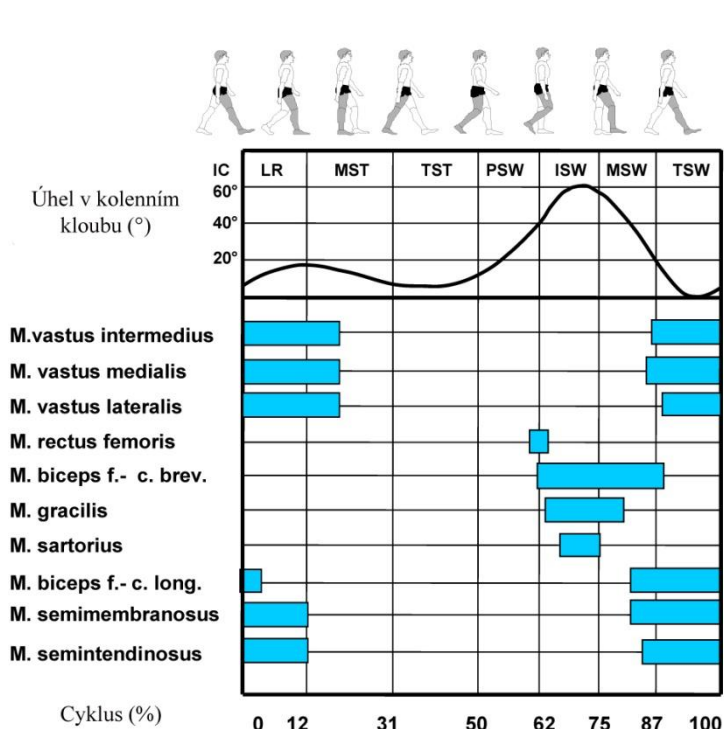
EMG signál umožňuje zjistit, zda je sval aktivní, či nikoli, popř. míru svalové aktivity. Jsou pozorovány kontrakce volní i mimovolní, případně vyvolané elektrickou stimulací. Změna ve velikosti amplitudy je pozorována při hodnocení např. se vztahem k síle.

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 stanovovat 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).

Sledování únavy svalu: Pro únavu svalu je typickým znakem spektrální změna elektromyografického signálu. Ta může být kvantifikována některou z charakteristik frekvenčního spektra (medián, průměr, modus) nebo může být vypočtena jako poměr nízkého a vysokého frekvenčního pásma či plocha integrovaného signálu korespondující s poklesem mediánu frekvence. De Luca (1993) preferuje k hodnocení únavy medián frekvence, který považuje za méně ovlivnitelný šumem a více citlivý na biochemické a fyziologické změny. Posun frekvenčního spektra elektromyografického signálu je podmíněn zejména změnou MUAP a rychlosti pálení motorické jednotky.



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

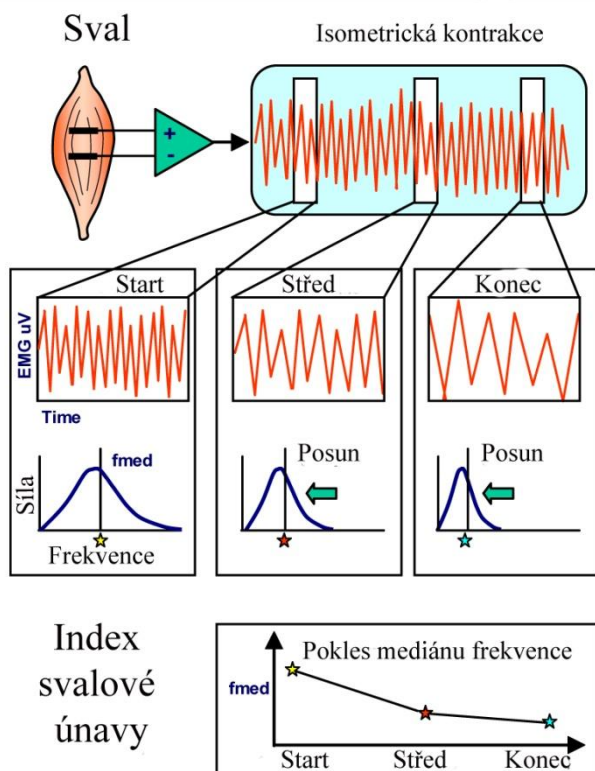
Počet zapojení motorických jednotek a jejich frekvence vzruchu determinují elektrickou aktivitu ve svalu a zároveň to jsou faktory, které determinují svalovou sílu. A tak je očekáván přímý vztah mezi EMG a produkovanou silou. Při jistých experimentálních podmínkách může být tento vztah demonstrován při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

SEMG je vhodným prostředkem pro kineziologickou analýzu lidského pohybu. Z hlediska funkční a zátěžové diagnostiky ji lze použít při měření reakce na daný podnět, resp. pro sledování: velikosti aktivace svalů, funkce svalů v čase a únavy svalu. 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).

Volní svalová kontrakce zahrnuje řetězec řady dílčích kroků od úrovně cerebrální po vlastní svalovou kontraktilní tkáň. Každá úroveň může vést ve svém důsledku ke snížení výstupní svalové síly, a tím i nástupu „svalové únavy“. Definuje se tzv. centrální a periferní nástup svalové únavy. V roce 1982 proběhlo na toto téma v Londýně Ciba foundation symposium, v průběhu kterého byl termín „svalové únavy“ definován následovně: 1. Porucha rozumového provedení; 2. Porucha motorického provedení; 3. Vzestup EMG aktivity při prováděném pohybu; 4. Posun EMG výkonového spektra směrem k nižším frekvencím; 5. Porucha výstupní svalové síly. Parametry doprovázející nástup svalové únavy: 1. Vzestup úsilí při udržování výstupní

svalové síly; 2. Pocit diskomfortu či bolesti související se svalovou aktivitou; 3. Vnímání poruchy generované výstupní síly (Pánek, Pavlů, Čermusová, 2009).



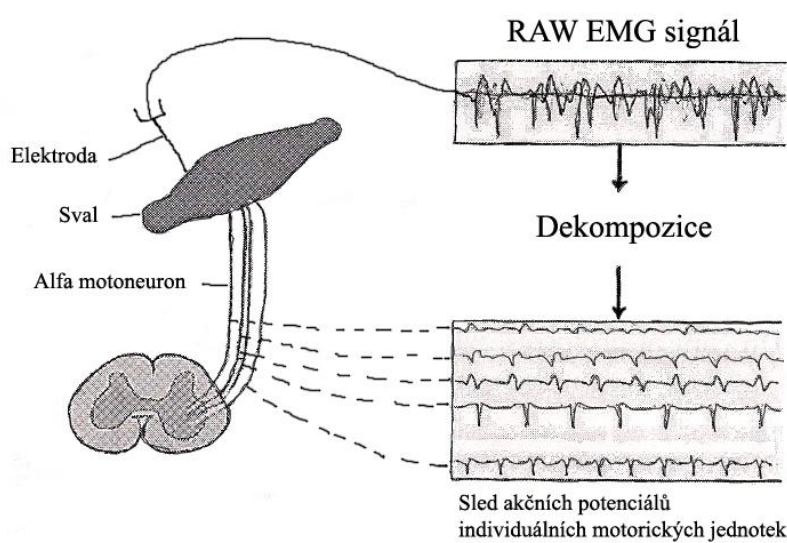
Obrázek 4.2 Schématická ilustrace frekvenčního posunu směrem k nižším frekvencím a výpočet indexu svalové únavy (Konrad, 2005)

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 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 nábore 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

Existuje tedy 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

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).



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

4.1.5 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.

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).

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 vlákně 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.

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.

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 vlákně pomocí multielektrodového snímání, tzv. MFCV (muscle fibre conduction velocity). Elektrody se aplikují v průběhu svalových vláken. Rychlost vedení AP na svalovém vlákně 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).

4.1.6 Podstata EMG záznamu

Interference u povrchové EMG: Výboje a frekvence výbojů jednotlivých AP motorických jednotek jsou na sobě nezávislé. Synchronizaci vykazuje pouze 10-20 % AP, u malých svalů, kde se oblast jedné motorické jednotky rozprostírá přes celý sval, je synchronizováno 20 – 50 % výbojů. Frekvence jedné motorické jednotky není vysoká – 6-25 AP za vteřinu (v závislosti na intenzitě kontrakce a druhu svalu). Lze očekávat, že u SEMG se můžeme v důsledku značné asynchronní činnosti jednotlivých MJ setkat s frekvencemi vyššími a nepravidelnými. Protože na povrchové elektrody se propaguje mnoho různých časově posunutých napětí, má získaná křivka složitý a zcela nepravidelný průběh. Výsledný EMG záznam není tedy prostou sumací jednotlivých elementárních napětí, ale platí pro něj zákony interference jednotlivých výbojů. Komplikované interferenční pochody předcházející vzniku EMG, které probíhají v prostorovém vodiči (sval, kůže, elektrody) a různé odstupy zdrojů napětí od elektrody

nedovolují žádnou užitečnou diferenciaci jednotlivých AP ve vztahu k jednotlivým MJ. Povrchový EMG záznam nás informuje o průběhu rozdílů napětí na elektrodách umístěných na povrchu kůže a neposkytuje žádnou bližší informaci o EA jednotlivých přilehlých MJ.

EMG signál získaný pomocí povrchových elektrod však ve srovnání s jehlovými elektrodami umožňuje globálnější posouzení EA svalu díky větší ploše, ze které je záznam získáván. Rovněž je snadněji použitelný při různých pohybových aktivitách.

Řízení a odstupňování síly: CNS může řídit stupeň kontrakce svalu (skupiny svalů) při pohybu pomocí počtu vzrušených MJ (prostorové odstupňování) nebo pomocí frekvence vzruchů (časové odstupňování). Může dojít i k tomu, že vzruch jednoho nervového vlákna vyvolá kontrakci svalových vláken tvořících celou MJ (počet svalových vláken jedné MJ se značně liší přibližně od 5-10 až po 1600). Při posuzování časového a prostorového odstupňování síly svalu lze upřít pozornost na elektrické projevy některé MJ nebo registrovat současně projevy více MJ.

Roste-li síla kontrakce, do určité hranice se zvyšuje frekvence výbojů pracujících MJ. Po dosažení maxima (asi za 0,1 s) vstupuje do činnosti další MJ (recruitment), která se chová obdobně. Takto se nabírají jednotlivé MJ jedna po druhé, přičemž charakteristika činnosti MJ má dichotomní rozložení, nikoliv intervalové a to pouze ve tvaru ano – ne. Zesílení velmi slabé svalové kontrakce je uskutečňováno zejména vzrůstem vybíjecích frekvencí MJ, které jsou již v činnosti. Vzrůst volní kontrakce ze střední na maximální se uskutečňuje nasazením dalších, dosud nečinných, MJ. Rozdíly zjištěné při sledování časového a prostorového odstupňování síly kontrakce vznikají tím, že mechanogram je obvykle získáván z celého svalu, zatímco frekvence AP v EMG záznamu je získávána pouze z jednoho okrsku svalů.

Svalová vlákna jedné MJ jsou uspořádána difusně ve větší části svalu. To umožňuje, aby při určitém napětí svalu mohly pracovat jen některé jednotky a ostatní odpočívaly, přičemž se v aktivitě postupně střídají.

Aktivita motorické jednotky vzhledem k síle: Hluběji uložené MJ se aktivují při nižších napětích svalu dříve, než MJ na povrchu. Při vyšších aktivitách se aktivita MJ ztrácí v interferenční křivce.

Závislost frekvence MJ na napětí nevyjadřuje jednoznačně časové ani prostorové odstupňování síly volní kontrakce celého svalu. Nelze ji tedy využít pro sledování aktivity svalu v tomto směru. Vztah mezi mechanickou a EA svalu nelze zjednodušit

na vztah mechanické aktivity svalu k EA MJ ani v případě, kdy je místo frekvence MJ sledována její amplituda či plocha pod křivkou.

Pro volní aktivaci MJ je typické, že „pálí“ semirytmicky, tedy přibližně o stejné frekvenci. Při zvyšování volní kontrakce dochází ke dvěma paralelním dějům, jednak k časovému náboru vedoucímu ke zvyšování frekvence pálení z počáteční frekvence kolem 4-5 Hz až k frekvenci zhruba 50 Hz, a jednak k prostorovému náboru MJ, kdy dochází k aktivaci dalších dosud neaktivovaných MJ s vyšším prahem dráždivosti. Při maximální kontrakci fyziologicky dostáváme tzv. interferenční vzorec, který je charakterizovaný „překrýváním“ EA jednotlivých MJ. Hustota interferenčního vzorce je měřítkem počtu funkčních MJ (Bednařík, 2001).

Závislost síla - EMG signál: Amplituda EMG signálu obecně roste v závislosti na síle nebo kontrakční rychlosti svalu, tato závislost poskytuje jen kvalitativní údaj o vztahu mezi proměnnými.

Normalizace amplitudy EMG: Normalizací amplitudy EMG signálu lze částečně eliminovat faktory ovlivňující jeho vztah k produkované síle u elektrod, které se mezi kontrakcemi nepohybují, resp. nemění svou polohu. Zjištěný EMG signál jednotlivých svalů, resp. jejich amplitudu, je vhodné vyhladit. Je nutné pro každý sval detekovat EMG při jeho maximální izometrické kontrakci při totožném umístění elektrod jako při detekci EMG ze zkoumaného pohybu, a i stejným způsobem jej zpracovat a vyhladit amplitudu.

Porovnání závislosti EMG signálu a síly by mělo být provedeno během izometrické kontrakce. Kloub by měl být dobře fixován, aby přírůstek síly byl jen ze zkoumaného svalu. Filtrováním signálu s oknem šířky 1s získáme téměř monotónní vztah mezi silou a EMG signálem. Při získání síly z izometrické kontrakce ověřit nepřítomnost aktivních MJ na kraji jejich prahu. Této situaci je třeba se vyhnout zvláště v případech, kde úroveň síly je nízká a amplituda zapojení krajních MUAP je vysoká. Vyhnout se anizometrickým kontrakcím. Při analyzování anizometrické kontrakce kvantitativně, užít kontrakce, které mají nejmenší krácení a nejpomalejší rychlost. Jestliže opakovaná anizometrická kontrakce musí být analyzována, vybereme dobu dat z fixované části cyklu a monitorujeme parametry signálu jako cyklický pohyb. Normalizovat EMG při hodnotách menších než 80 % maximální volní kontrakce (MVC). Nad touto hladinou EMG signál a síla neposkytují vhodný referenční bod.

Vztah amplituda EMG – síla nemá pevnou kostru ze dvou důvodů: V mnoha svalech objem detekovaný elektrodou je menší než objem svalu. Počet

detekovaných MUAP je menší než jejich aktivní počet ve svalu. Jestliže nově zapojené MJ jsou umístěny blízko elektrody, potom poměrný růst EMG signálu bude větší než související růst síly, protože nový MUAP bude mít větší podíl než průměrná jednotka energie EMG signálu. Nicméně jestliže nově zapojené MJ jsou umístěny daleko od elektrody, potom síla bude růst, ale amplituda signálu ne.

Pokud výstup svalové síly vzrůstá přes hladinu nově zapojených MJ, rychlost zapojování nabraných MJ bude vzrůstat, ale přínos síly od MJ nebude nasycen. Každý MUAP bude pokračovat v poskytování energie EMG signálu, zatímco příspěvek síly se blíží konstantní hodnotě. Tento nelineární vztah způsobuje, že amplituda EMG signálu vzrůstá více než výstup (výkon) síly.

4.1.7 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:

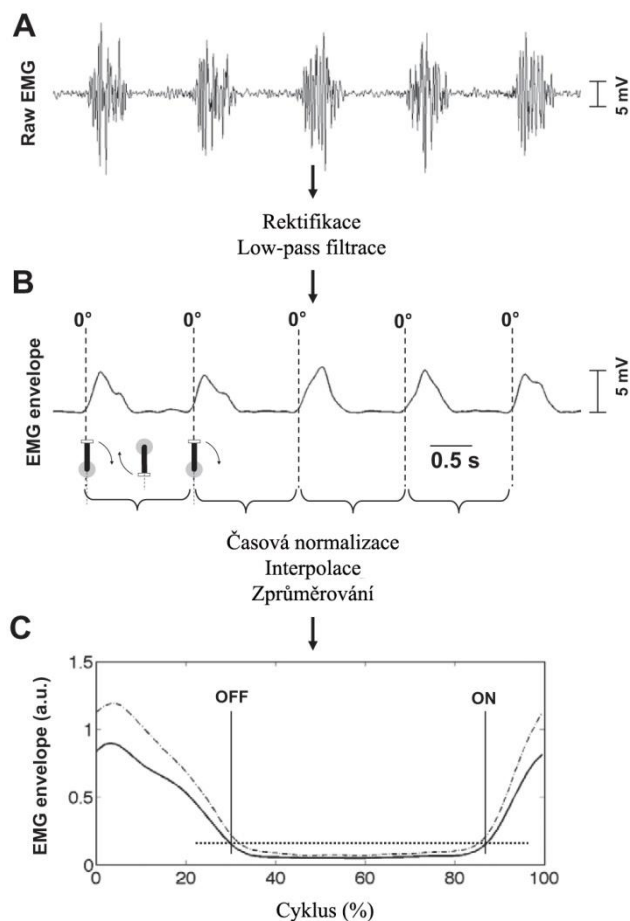
1. Elektrodový šum vzniká na kontaktu elektrody a gelu či gelu a kůže polarizací elektrody. Proto se elektrody vyrábí z inertních kovů, tedy materiálů, které jen nepatrně polarizují (např. chlorid stříbrný - AgCl). Šum narůstá se zmenšujícím se povrchem elektrody. K odstranění je nutno doplnit gel, odmastit 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 cros stalku závisí na tloušťce podkožní

vrstvy (Solomonov a kol., 1994) a detekčním systémem (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)

4.1.8 Zpracování EMG signálu

Signál, který je nefiltrovaný a nezpracovaný se nazývá surový nebo raw signál. Když je sval relaxovaný, je možno vidět tzv. základní klidovou křivku EMG. Její průměrný šum (závisící především na kvalitě EMG zesilovačů, šumu prostředí a kvalitě daných měřicích podmínek) by neměl být vyšší než 3-5 μV , nicméně snahou je tuto hodnotu snížit na 1-2 μV . Zdravý relaxovaný sval neukazuje signifikantní EMG aktivitu kvůli nedostatku depolarizace a AP. Surová EMG křivka má nahodilý tvar, což



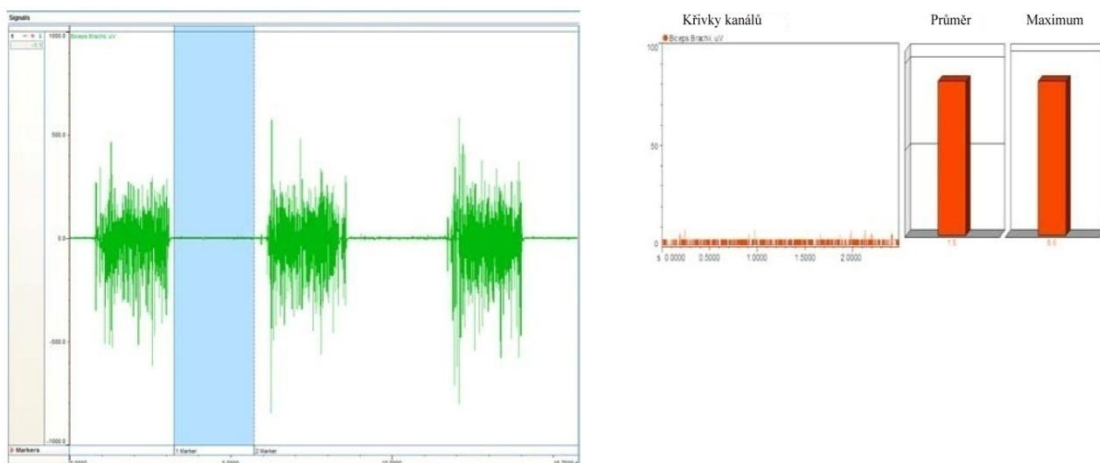
Obrázek 4.4 Příklad zpracování signálu povrchové elektromyografie pro studium svalové koordinace (Hug, 2011)

znamená, že jakákoli část surové křivky nemůže být stoprocentně reprodukována a mít tak stejný tvar. Je to díky tomu, že aktuální nábor MJ se neustále mění, když se tedy náhodně zapojí o několik MJ více ve stejný čas a jsou blízko elektrod, produkují záznamy, které překrývají původní křivku. Při aplikaci vyhlazovacího algoritmu nebo vybrání správné velikosti parametru jsou tyto nereproduktibilní části signálu eliminovány nebo alespoň minimalizovány. Surový EMG se pohybuje mezi $\pm 5000 \mu\text{V}$ a typické frekvence jsou v rozsahu 6 až 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 obrázku 4.4. K dosažení reprezentativního vzorku je 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 úrovně svalové aktivity (Ericson, 1986; Perry, 1992; Hug, 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.

Kontrola kvality surového EMG základní klidové křivky: Vizuální kontrola je nejdůležitější krok, který nemůže být zaměněn jakoukoli jinou metodou. Zesilovač nesmí zaznamenat signál vyšší než několik μV (obrázek 4.5). Tento citlivý signál může být snadno ovlivněn vnějšími artefakty. Po připojení na PC je nutné zvětšit sledovanou část každého kanálu a nařídít subjektu, aby absolutně relaxoval. Nejlépe, aby subjekt ležel. Následuje zkoumání tří hlavních faktorů:



Obrázek 4.5 Vizuální a numerické vyhodnocení kvality základní klidové EMG křivky (Konrad, 2005)

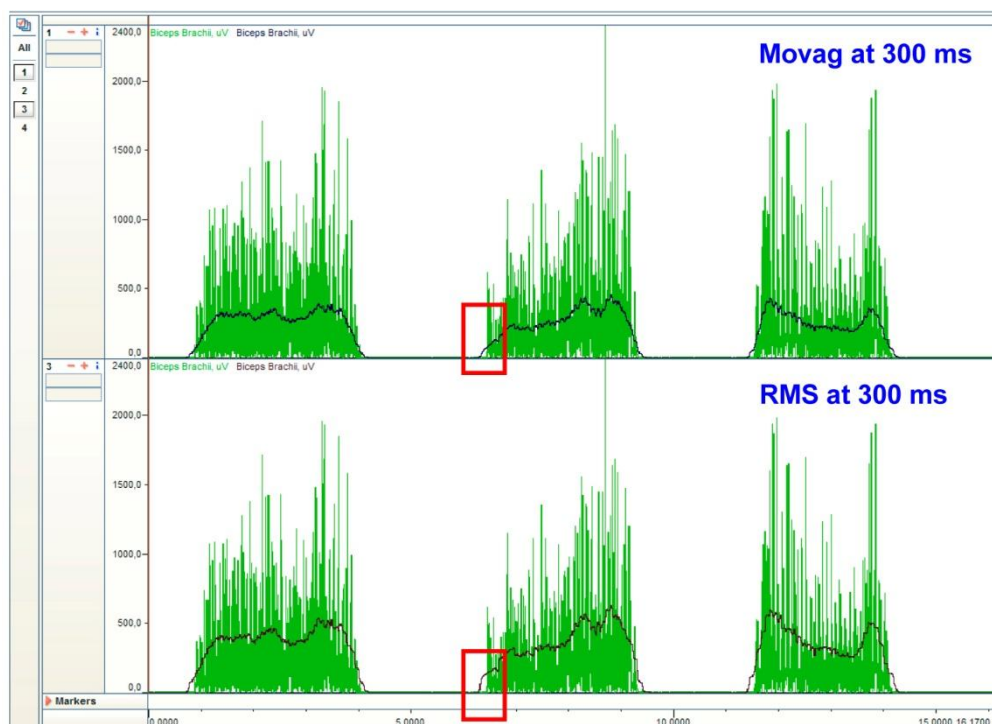
Šum základní klidové křivky: Celkový záznam bez jakéhokoli šumu je nemožný, nahodilé záznamy se objevují, ale neměly by přesáhnout 10-15 μV . Průměrný stupeň šumu (průměrná hodnota surového rektifikovaného záznamu o délce 5 s) by měl být mezi 1-3,5 μV .

Offset základní klidové křivky: Většina zesilovačů pracuje s auto offsetovou korekcí. Může se ale stát, že základní klidová křivka je posunuta od hodnoty 0 (obrázek 4.5). 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.

Posuny základní klidové křivky: Křivka před a po každé kontrakci musí zůstat na hodnotě 0.

Rektifikace: Přehození záporných hodnot do kladných – vytvoření absolutních hodnot ze všech registrovaných amplitud. Výhodou je lepší čtení křivky, ale především použití parametrů jako průměr (surový EMG má průměrnou hodnotu 0), maximální hodnota a plocha.

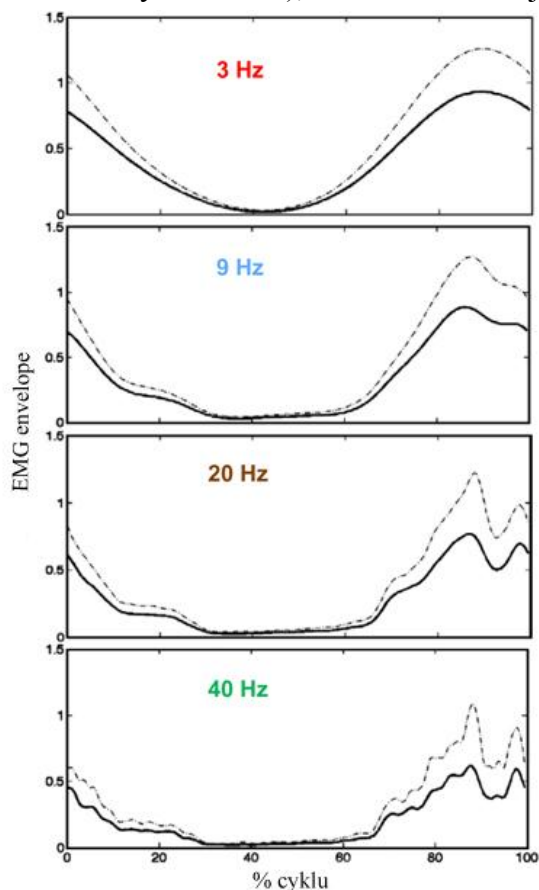
Vyhazení amplitudy EMG: Jelikož EMG vzory mají náhodnou povahu, nábor MJ se neustále mění, není možné reprodukovat surový EMG signál. K vyřešení tohoto problému slouží vyhlazení, kdy se nereproduktibilní části signálu minimalizují aplikací



Obrázek 4.6 Porovnání dvou vyhlazovacích algoritmů při použití stejné šířky okna (Konrad, 2005)

digitálního vyhlazovacího algoritmu, který nastíní průměrný trend vývoje signálu. Jsou používány 2 algoritmy: tzv Movag (moving average) a RMS (root mean square) (obrázek 4.6.). Oba algoritmy počítají s určitým časovým oknem, které se v kinesiologii 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.

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), pokud není odfiltrováno hardwarově. Jakékoli další filtrování není nutné a akceptované, jelikož ničí sílu EMG signálu. V určitých situacích je možné využití jistých low-pass filtrů (např. Butterworth druhého nebo vyššího řádu), které minimalizují fázové posuny.



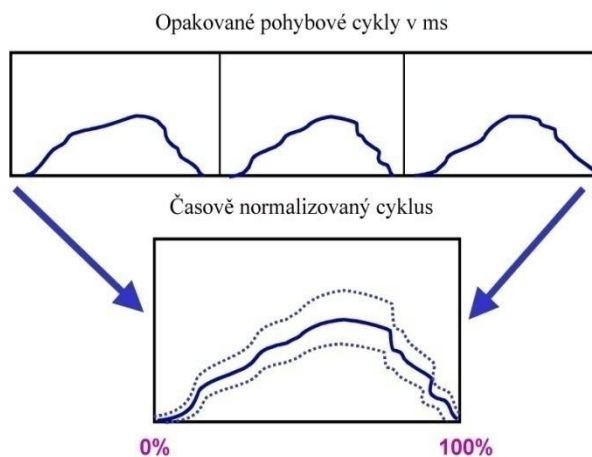
Obrázek 4.7 Individuální příklad vlivu low-pas filtrů (Hug, 2011)

Vyhazení lineární obálky EMG:

Výběr low-pass filtru je důležitým rozhodnutím při zpracování EMG signálu. Ve výzkumu bylo použito mnoho low-pass filtrů, od 3 Hz do 40 Hz, které mají vliv na tvar EMG křivky (obrázek 4.7). 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. Logika tohoto doporučení je, že frekvence svalové kontroly nemůže ležet mimo frekvenci pohybu. Z tohoto důvodu je ideální cut-off frekvence low-pass filtru záležitostí konkrétního výzkumu. Low-pass filtry je nutné uvažovat vzhledem k rychlosti pohybu, filtr s cut-off frekvencí 9 Hz se

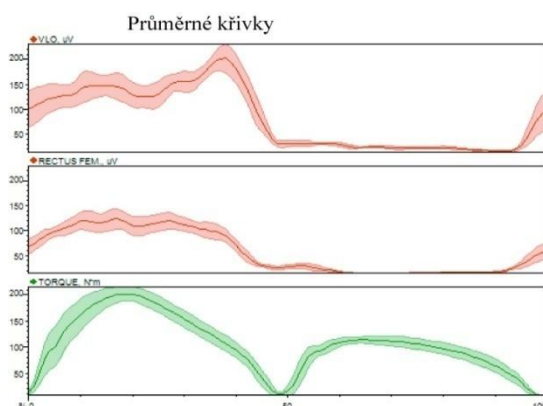
použije při rychlosti pohybu 1,8 Hz, naopak u pádlování rychlostí 60 temp za minutu (frekvence 1 Hz) se použije filtr s cut-off frekvencí 5 Hz. Při běhu rychlostí cca 8 m/s uvažujeme o požití filtru s cut-off frekvencí kolem 40 Hz.

Normalizace časové osy: Jelikož při průměrování určitých počtů cyklů se mohou časy jednotlivých cyklů lišit, je nutné přiřadit každému cyklu stejnou délku



Obrázek 4.9 Vytvoření průměrné křivky do časově normalizovaného úseku 0 až 100 % (Konrad, 2005)

a kol, 1998; Hug a kol. 2010) (obrázek 4.8). Nicméně tato metoda zanedbává inter a intraindividuální rozdíly v kinematice, tudíž v délce trvání jednotlivých fází (obrázek 4.10). Tento fenomén může uměle zvýšit interindividuální rozdíly EMG vzorů, proto by se mělo dávat pozor při porovnávání EMG vzorů a speciálně při porovnávání timingu



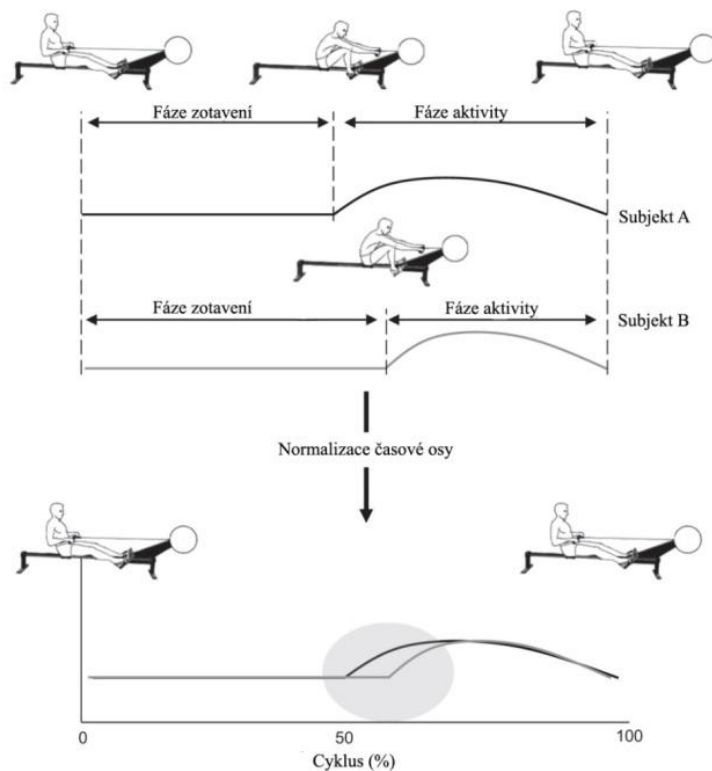
Obrázek 4.8 Příklad průměrných křivek se směrodatnými odchylkami, červená - EMG, zelená - točivý moment (Konrad, 2005)

trvání, abychom měli stejný počet bodů pro následující průměrování (obrázek 4.4B). Všeobecně se používá 100-400 bodů v závislosti na době trvání cyklu (Shiavi, Green, 1983). Ke srovnání EMG vzorů intra nebo interindividuálně je nezbytné používat časovou normalizaci, takže je možné bod po bodu porovnat EMG aktivitu. 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) (obrázek 4.8). Nicméně tato metoda zanedbává inter a intraindividuální rozdíly v kinematice, tudíž v délce trvání jednotlivých fází (obrázek 4.10). Tento fenomén může uměle zvýšit interindividuální rozdíly EMG vzorů, proto by se mělo dávat pozor při porovnávání EMG vzorů a speciálně při porovnávání timingu

svalové aktivity mezi subjekty. K vyřešení tohoto problému se zdá nejlepším řešením normalizovat EMG s respektem ke kinematickým datům (Hug, 2011). Při časové normalizaci zprůměrujeme určitý počet cyklů (obrázek 4.8) a dostaneme průměrnou křivku. Standardně je pak zobrazena plus/mínus jedna směrodatná odchylka pro ukázání variability mezi opakováními (obrázek 4.9). Velké

plochy pod směrodatnými odchylkami indikují menší úspěšnost



Obrázek 4.10 Umělý rozdíl mezi dvěma subjekty způsobený normalizací časové osy v procentech cyklu (Hug, 2011)

opakování mezi pokusy nebo slabou standardizací testu. V klinickém testování dosahuje variační koeficient snadno hodnot větších než 50 %, což není výjimkou například pro EMG vzory při chůzi (Konrad, 2005).

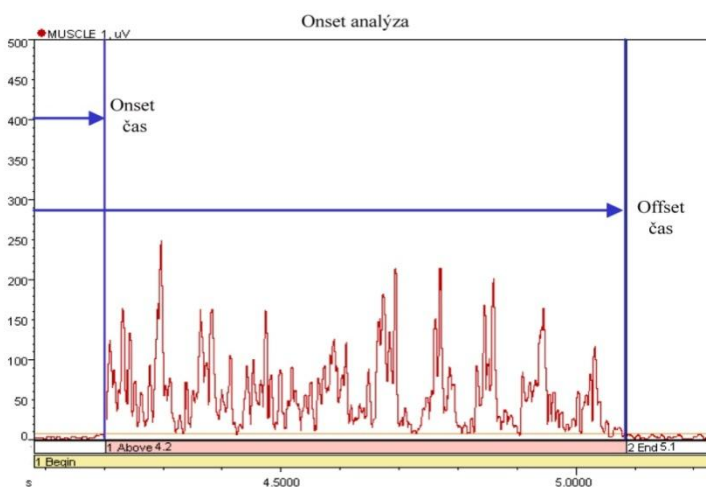
Normalizace EMG amplitudy: Jelikož dochází k velkému ovlivnění dat díky různým vlivům (artefakty, jednotlivé subjekty), používá se normalizace k referenční hodnotě, například k maximální volní kontrakci (MVC – maximum voluntary contraction). Hlavním efektem normalizace je, že je eliminován vliv podmínek 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 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). Během dynamických pohybů se

svaly pohybují vzhledem ke kůži, a proto se část svalu, která je pod viditelnou částí elektrod, mění.

Benefitem MVC normalizace je, že získaná data nám poskytují obraz o velikosti potřebného úsilí vynaloženého na daný pohyb ve vztahu k maximální isometrické kontrakci. Další výhodou je vyjádření úsilí v procentech, které je možné srovnávat mezi jednotlivými subjekty.

Kromě toho, není zřejmé, že referenční EMG hodnoty zaznamenané během isometrické maximální volní kontrakce by mohly být použity k představení maximálního nervového vedení během dynamických pohybů. Je pravdou, že vyvinutá volní kontrakce je závislá na úhlu v kloubu, kdy např. je o 4% menší aktivace při maximální flexi v kloubu ve srovnání s maximální extenzí (Prasartwuth, 2006). Navíc, bez tréninku může být isometrická maximální volní kontrakce o 20-40% menší než po vhodném tréninku. Jak zmínil Hug a Dorel (2009), není zřejmé, že hodnota aktivace během sprintu reflektuje maximální nervové vedení všech svalů dolní končetiny. Navíc, ne všechny subjekty mají nutně schopnost maximálně aktivovat všechny svaly během takto specifického pohybu, což je důležité, protože to může vést



Obrázek 4.11 Ilustrace onset a offset časové periody, jsou aplikována kritéria prahu k determinaci EMG onset času (Konrad, 2005)

zkrácení (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

k nesprávné interpretaci týkající se inter-individuální variability normalizovaných EMG hodnot. Tyto normalizační metody mohou být použity pouze ke zjištění přibližného stupně svalové aktivity nebo k určení hlavních svalů zúčastňujících se zkoumaného pohybu.

Průměrování bez časové normalizace: Pro analýzy charakteristik inervace v rámci cyklu protažení-

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 aktivace: V současné době je klinická interpretace dynamických EMG dat obvykle založena na kvalitativních hodnoceních timingu svalové aktivace (Perry, 1992). Hodnota EMG prahu je vybrána fixně mezi 15-25 % hodnoty EMG vrcholu nebo jako 1, 2 nebo 3 standardní odchylky za průměrem základní aktivity (Staude, 2001), (obrázek 4.8). Onset/offset detekce a/nebo kroskorelace jsou většinou aplikovány ke zprůměrování EMG signálu (Li, Baum, 2004; Dorel a kol., 2008a; Duc a kol., 2008). Kvůli pozici elektrod vzhledem k inervační zóně existuje přirozené zpoždění mezi aktuálním počátkem (onset) myoelektrické aktivity a vedením rychlosti svalového AP rychlostí cca 4 m/s a kvůli pozici elektrody lokalizované cca 4 cm od inervační zóny, počátek EMG aktivity by měl být detekován během 10 ms zpoždění.

Základní myšlenkou onset hodnot je vypočítat, kolik času potřebuje sval k aktivaci, jak dlouho je aktivní a kolik EMG aktivity je použito v onset periodě (obrázek 4.11). Často se tento parametr používá při měření rychlosti nervového vedení, kdy je aplikován vnější podnět (podráždění) a následně je vypočítán reakční čas k onsetu EMG. Další analýzou je otázka koordinace. V jakém pořadí se začnou svaly aktivovat.

Přesnost a validita jakéhokoli onset/offset výpočtu je závislá na přesné definici prahu. Může být aplikováno několik metod. Nejběžnější je výpočet směrodatné odchylky základní klidové křivky před aktivitou. Následně je definován násobek faktoru tohoto rozsahu, běžně 2 nebo 3 násobek. V případě, že svalová aktivita přesáhne toto rozpětí, je sval definován jako aktivovaný. Jelikož se mohou objevovat spontánní nahodilé vrcholy EMG křivky, je nutné definovat minimální čas, po který musí EMG signál zůstat nad stanoveným prahem (např. 50 ms). To samé platí pro offset. Úskalím měření šum směrodatné odchylky se velmi mění mezi opakováními a mezi subjekty. Dalším faktorem je, že moderní EMG zesilovače odstraňují hluk natolik, že se faktor násobku musí zvýšit na 8 násobek nebo i vyšší (Konrad, 2005).

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.

4.1.9 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. Signál je však nutné před převodem filtrovat, a to ze dvou důvodů: 1. K potlačení artefaktů a za 2. 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 kinesiologických 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, Pavlu, Čermusová, 2009; Konrad, 2005).

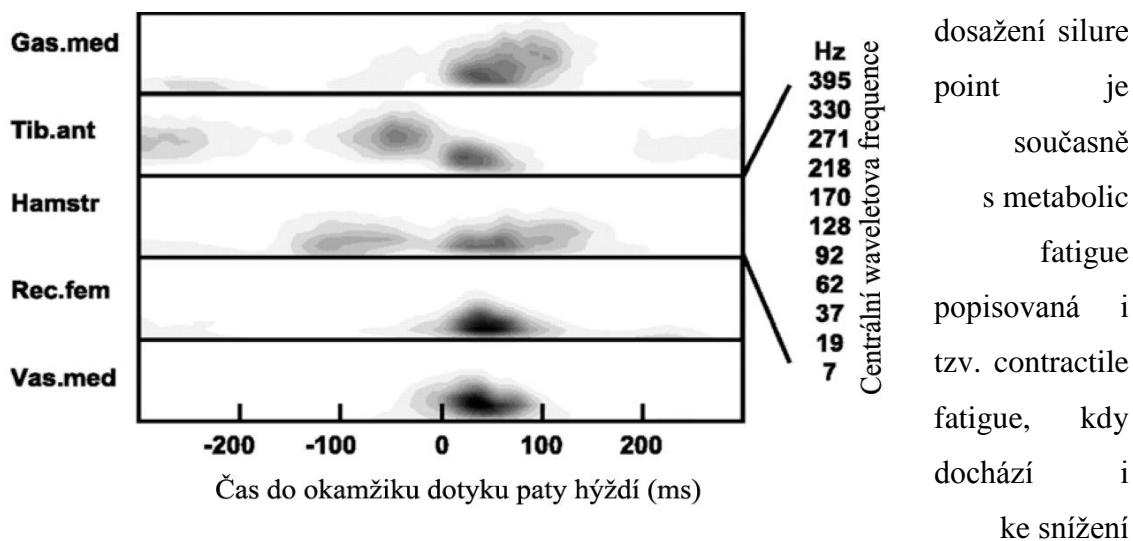
4.1.10 Analýza biologického signálu

Ke zjištění, z jakých frekvenčních komponent je výsledná EMG křivka složena, se používá spektrální analýza. Jednou z metod, které se dominantně používají v elektromyografii, je rychlá Fourierova transformace (FFT). I když je EMG křivka vykreslena spojitě, skládá se z řady jednotlivých spektrálních čar, které jsou od sebe vzdálené o diferenci. Rozlišení dvou nejbližších frekvencí je funkcí intervalu pozorování. Výsledná spektrální analýza se skládá ze zprůměrnění jednotlivých dílčích intervalů pozorování určených z celkového intervalu vyšetřovaného úseku signálu. Interval pozorování je závislý na parametru počtu bodů FFT. Tento parametr lze nastavit ve všech EMG přístrojích. Velikost intervalu vyšetřovaného úseku signálu je

určující pro množství zprůměrněných intervalů pozorování. Čím větší je jejich počet, tím přesnější bude výpočet spektrální analýzy pomocí FFT. Při určování parametrů narážíme na problém tzv. stacionarity signálu, kdy se jeho frekvenční a fázové charakteristiky nesmí měnit s časem. V praxi to znamená, že je potřeba volit úseky pro analýzu co nejkratší. Na druhé straně pro správné vyhodnocení frekvenčního spektra za použití FFT je potřebná délka intervalu vyšetřovaného úseku minimálně 5 s. Proto se většina autorů v současnosti shoduje na délce intervalu v rozmezí 5-10 s. Základní doporučení pro běžnou elektromyografickou praxi jsou tedy: vzorkovací frekvence minimálně 1000 Hz, spektrální analýzu hodnotit v časovém intervalu 5-10 s a volit počet bodů FFT 512, 1024 nebo 2048 (Pánek, Pavlů, Čermusová, 2009).

Hodnocením frekvenčního spektra EMG signálu daného svalu během trvající svalové kontrakce můžeme pozorovat nástup časově závislých změn ukazujících na proces nastupující svalové únavy, ačkoliv ještě není možné navenek sledovat žádné změny svalové práce (jedná se o tzv. metabolic fatigue). Hodnota mediánu frekvence postupně klesá až do dosažení tzv.

failure point, ačkoliv výstup síly u daného svalu je relativně konstantní. Od okamžiku

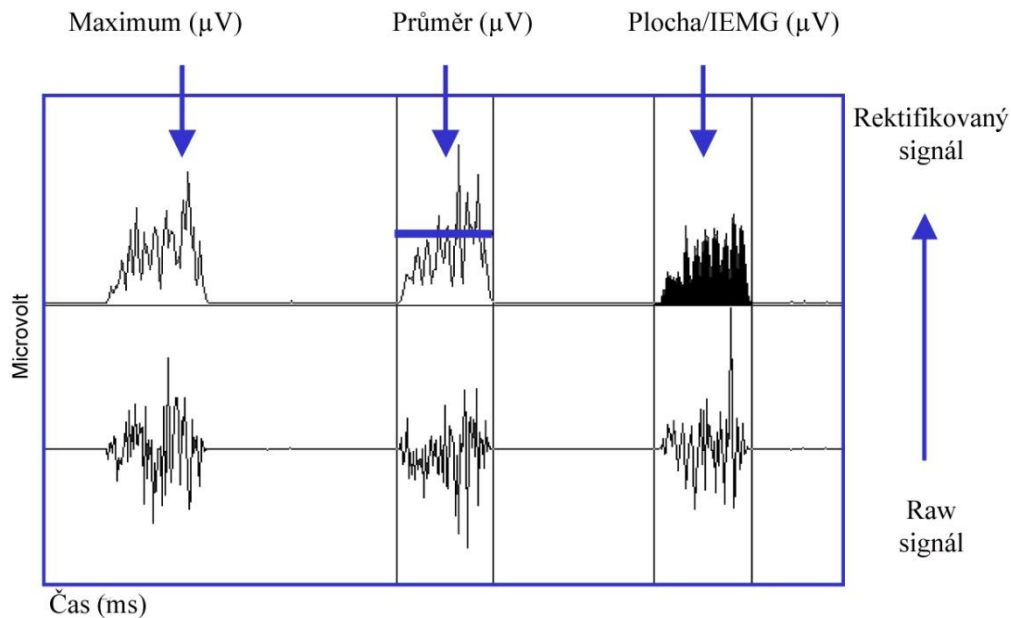


Obrázek 4.12 Vzory intenzity vyplývající z waveletovy analýzy EMG pro pět svalů dolních končetin (von Tscherner, Nigg, 2008) (Basmajian, De Luca, 1985).

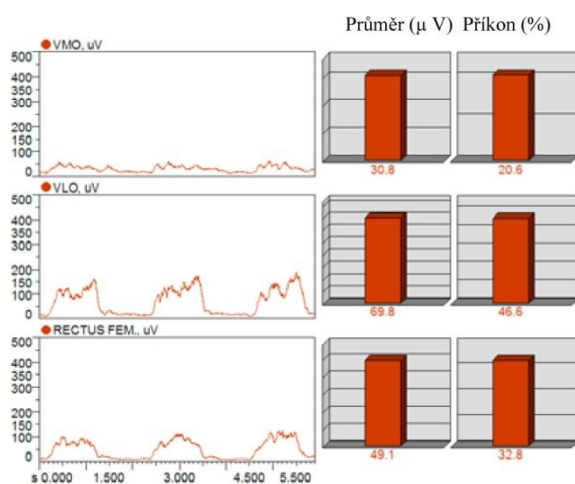
Spektrální změna EMG signálu, typická pro nastupující svalovou únavu, může být kvantifikována některou z charakteristik frekvenčního spektra (medián, průměr, modus), nebo může být vypočtena jako poměr nízkého a vysokého frekvenčního pásma či jako plocha integrovaného signálu korespondující s poklesem mediánu frekvence.

De Luca preferuje k hodnocení medián frekvence, který považuje za méně ovlivnitelný šumem a více citlivý na biochemické a fyziologické změny.

Zpracování ve frekvenční doméně, podle které je EMG signál rozložen podle intenzit, v čase i ve frekvenci, používali někteří autoři (von Tscherner, 2000, 2002; Wakeling a kol.,



Obrázek 4.13 Standardní EMG parametry rektifikované EMG křivky (Konrad, 2005)

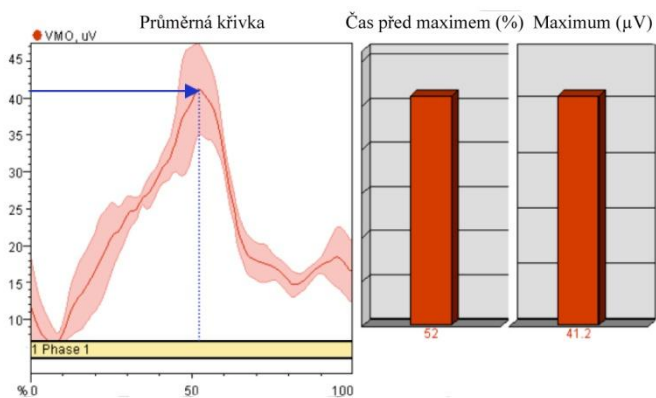


Obrázek 4.14 Průměrná hodnota EMG křivek a příkon jednotlivých svalů v % (Konrad, 2005)

2001 a,b; Wang a kol., 2005), kteří zveřejnili vzory EMG intenzity (obrázek 4.12). Toto zpracování dovoluje získat více informací o svalové aktivitě, především informace o strategii vývoje MJ a o typu svalových vláken.

Standardní parametry: EMG stopy mohou být počítány pomocí parametrů jako je průměr, maximum, minimum, plocha pod křivkou nebo sklon. Předcházející podmínkou je rektifikace bipolárnímu signálu (obrázek 4.13).

EMG maximum je smysluplné jen pro průměrné křivky, protože dokonce i pro vyhlazené rektifikované EMG je stále velice variabilní. Rozumnou možností jak používat v takovém případě EMG maximum je tzv. průměrné maximum, kdy je např. spočítán průměr prvních 10 nejvyšších vrcholů EMG křivky. 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. Plocha pod křivkou je matematický výpočet (integrated EMG = IEMG) části EMG křivky. Tento parametr je nutné využívat velice obezřetně a jen pokud jde o signifikantní hodnoty. 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 % (obrázek 4.14). 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).



Obrázek 4.15 Výpočet času k dosažení maxima pro průměrnou křivku (Konrad, 2005)

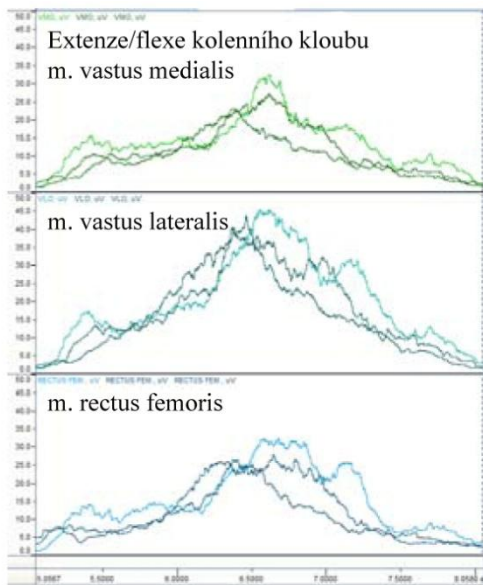
Dalším parametrem, který se používá při hodnocení charakteristik průměrné EMG křivky, je tzv. čas k dosažení maxima. Je to doba, která uplyne od okamžiku zahájení analyzované periody (počátek pohybového cyklu) k dosažení maxima (obrázek

4.15).

4.1.10 Další faktory ovlivňující interpretaci EMG signálu

Variabilita EMG signálu: Několik výzkumníků se zabývalo variabilitou EMG vzorů při chůzi nebo při běhu (Guidetti a kol., 1996), čili do jaké míry je možné při totožném pohybu získat stejný záznam. 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 (obrázek 4.16). Důvodem je koordinační variabilita, která je typická pro lidskou lokomoci. Pro člověka je těžké opakovat totožný

pohyb vícekrát: Veškerá biomechanická data/křivky ukazují odlišnosti. Standardní odchylka kolísá u průměrné EMG křivky mezi svalovými agonisty, antagonisty a synergisty, což může být považováno za neustálý proces motorické kontroly mezi všemi zúčastněnými komponentami. 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 křivky (Konrad, 2005).



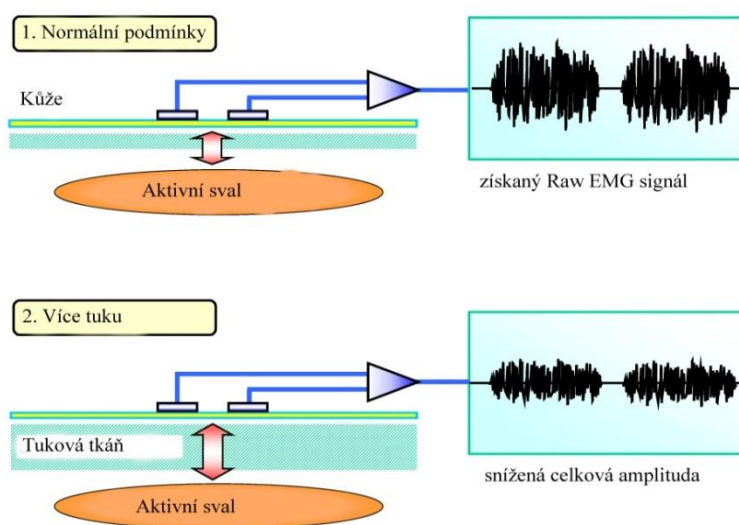
Obrázek 4.17 Variabilita jednotlivých EMG vzorů při 3 opakováních stejného pohybu (Konrad, 2005)

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:

Elektromechanickým zpožděním se myslí doba, která uplyne mezi svalovou aktivací a produkcí svalové síly. 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



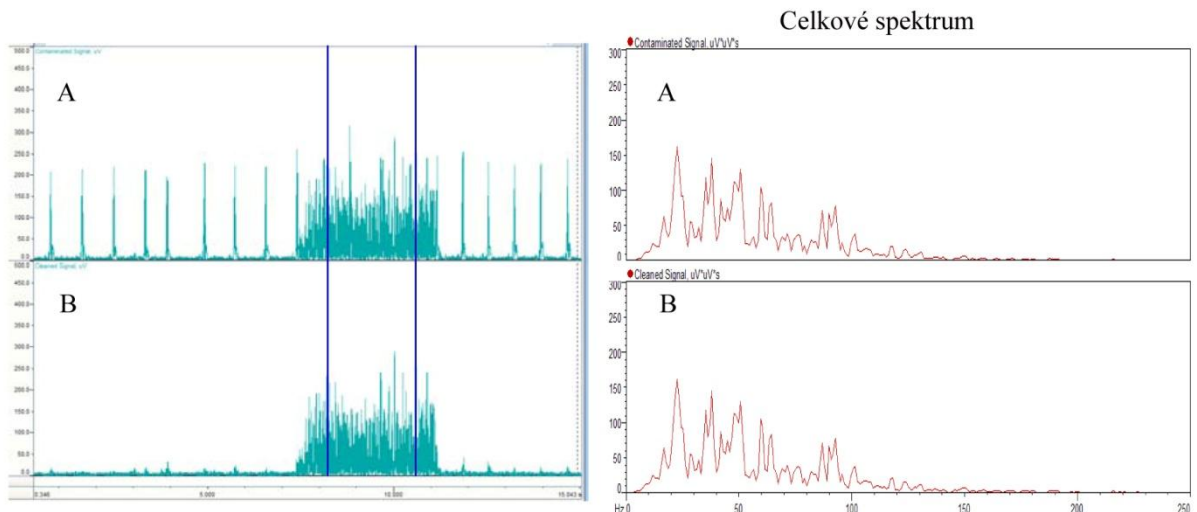
Obrázek 4.16 Vliv různé tloušťky vrstev tkáně pod elektrodami (Konrad, 2005)

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. Vzato jinak, zvýšení stupně EMG aktivity není nutně spojeno se svalovou únavou a mohlo by být vyvoláno kompenzací mezi svaly. Stejně tak absence jakékoli změny ve stupni EMG aktivity daného svalu nutně neznamená, že zde chybí snížení produkce síly, a proto je zde absence únavy. Vskutku, stejný stupeň EMG aktivity daného svalu by mohl být spojen s menší produkcí kvůli změně kontraktálních vlastností (Hug, 2011).

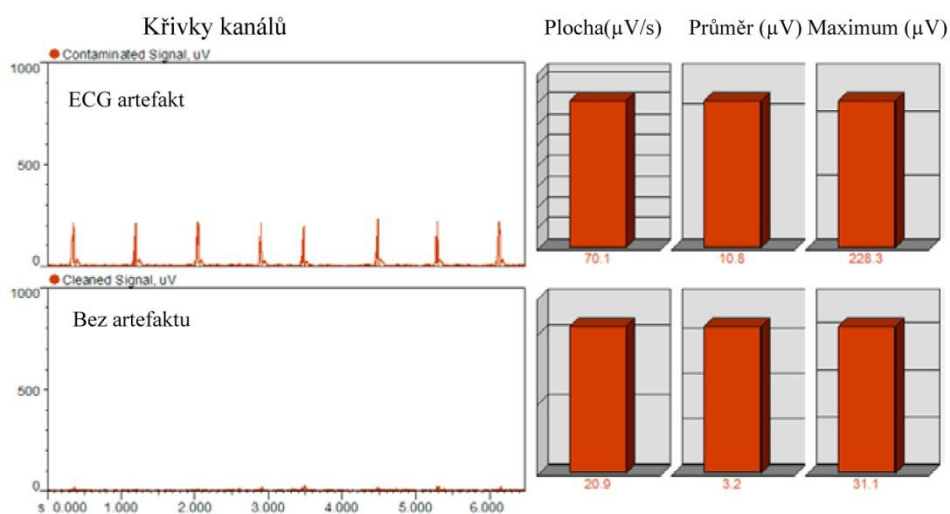
Charakteristika tkáně: Lidské tělo je dobrým elektrickým vodičem, ale bohužel elektrická vodivost se mění s typem tkáně, tloušťkou (obrázek 4.17), fyziologickou změnou a teplotou. Tyto podmínky se mohou velice lišit mezi subjekty (a dokonce i v rámci jednoho subjektu) a nedovolí tak přímé kvantitativní srovnání velikostí EMG parametrů spočítaných na základě nezpracovaného EMG signálu.

Fyziologický crosstalk: Sousedící svaly mohou produkovat významné množství EMG, který je detekován elektrodami. Tento typický crosstalk nepřekračuje hodnoty 10-15 % celkového obsahu signálu nebo není přítomen 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. ECG projevy mohou být považovány za jakýsi EMG srdce, ale díky elektrické synchronizaci bývají silnější zhruba 1000 násobně (měří se v milivoltech namísto mikrovoltů). Tyto artefakty mohou jednoduše migrovat tkání a dosáhnout až



Obrázek 4.18 Příklad ovlivnění EMG záznamu ECG artefaktem (A) a výsledek aplikace ECG redukčních algoritmů (Konrad, 2005)

k elektrodám na horní polovině trupu. Je to v podstatě nevyhnutelný biologický artefakt, který nemůže být jednoduše odfiltrován. Mající střed frekvence 80 Hz, zasahuje tak do oblasti EMG frekvenčního spektra. Na záznamu jsou tyto projevy jednoduše rozpoznatelné, nicméně jsou již vyvinuté nové algoritmy k jejich eliminaci (obrázek 4.18), (ECG redukce), které neovlivňují celkové spektrum. Kombinací adaptivních filtrů s módem rozpoznávání vzorů, mohou sofistikované algoritmy „vyčistit“ ECG obsah bez ovlivnění skutečné EMG amplitudy a celkového spektra. Speciálně relaxační studie trpí ECG artefakty a bez odstranění mohou způsobovat značné chyby při výpočtech (obrázek 4.19), (Konrad, 2005).



Obrázek 4.19 Vypočítané chyby, které jsou ovlivněné ECG artefaktem (při relaxaci) (Konrad, 2005)

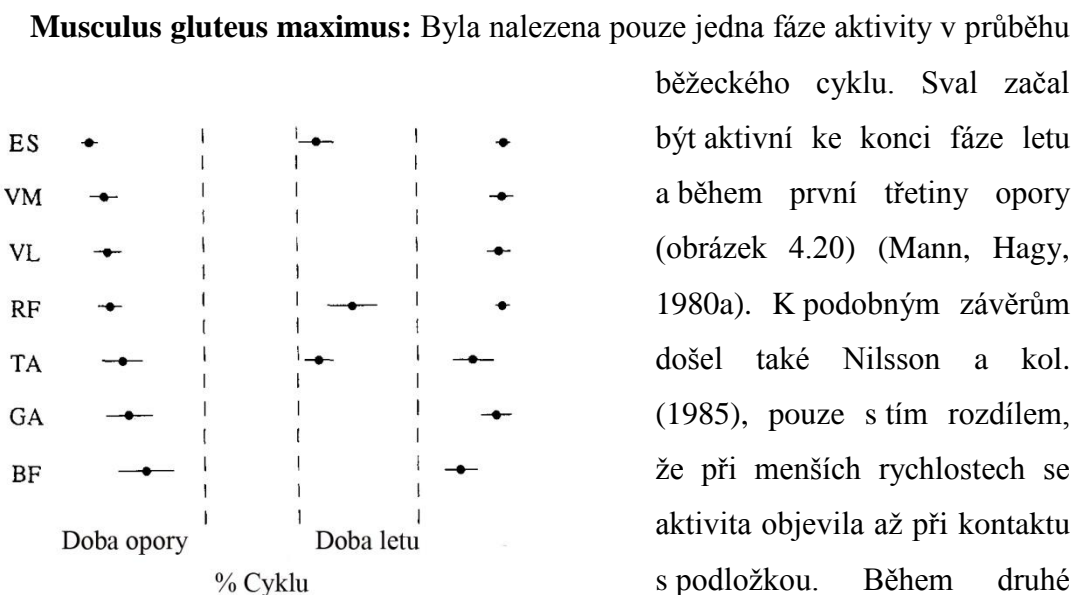
Změny v geometrii mezi svalovými bříšky a plochami elektrod: Jakákoli změna vzdálenosti mezi originální polohou a polohou, při které se měří EMG, ovlivňuje záznam. Je to zásadní problém při všech dynamických pohybech, který může být způsoben také vnějším tlakem. Tomuto problému jsou nejvíce vystaveny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

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).

4.2 Svalová aktivita během běhu

Guidetti, Rivellini, Figura (1996) ve své práci publikovali EMG vrcholy aktivace jednotlivých svalů v rámci jednoho běžeckého cyklu (obrázek 4.20) při rychlosti běhu 4,2 m/s. Jako počátek a konec cyklu stanovili dotek paty s podložkou. Jde o interindividuální srovnání pěti subjektů.

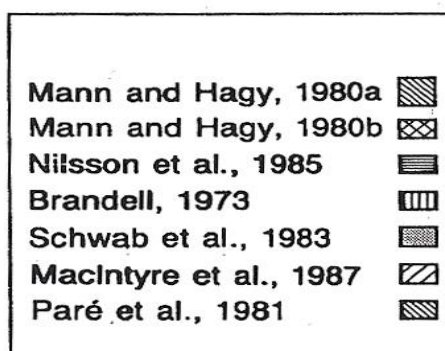
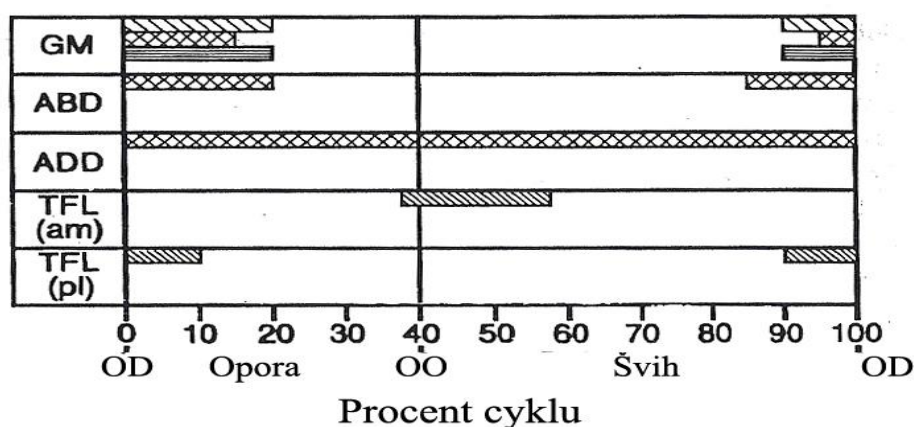


Obrázek 4.20 EMG vrcholy aktivace v rámci běžeckého cyklu pro 5 subjektů (Guidetti, Rivellini, Figura, 1996). ES - m. erector spinae; VM - m. vastus medialis; VL - m. vastus lateralis; RF - m. rectus femoris; TA - m. tibialis anterior; GA - m. gastrocnemius, BF - m. biceps femoris

běžeckého cyklu. Sval začal být aktivní ke konci fáze letu a během první třetiny opory (obrázek 4.20) (Mann, Hagy, 1980a). K podobným závěrům došel také Nilsson a kol. (1985), pouze s tím rozdílem, že při menších rychlostech se aktivita objevila až při kontaktu s podložkou. Během druhé poloviny fáze letu působil sval excentricky ke zpomalení stehna (převážně u vyšších rychlostí). Při kontaktu s podložkou může asistovat při stabilizaci stehna a pánve zatímco nastává extenze

kyčelního kloubu během první části oporové fáze.

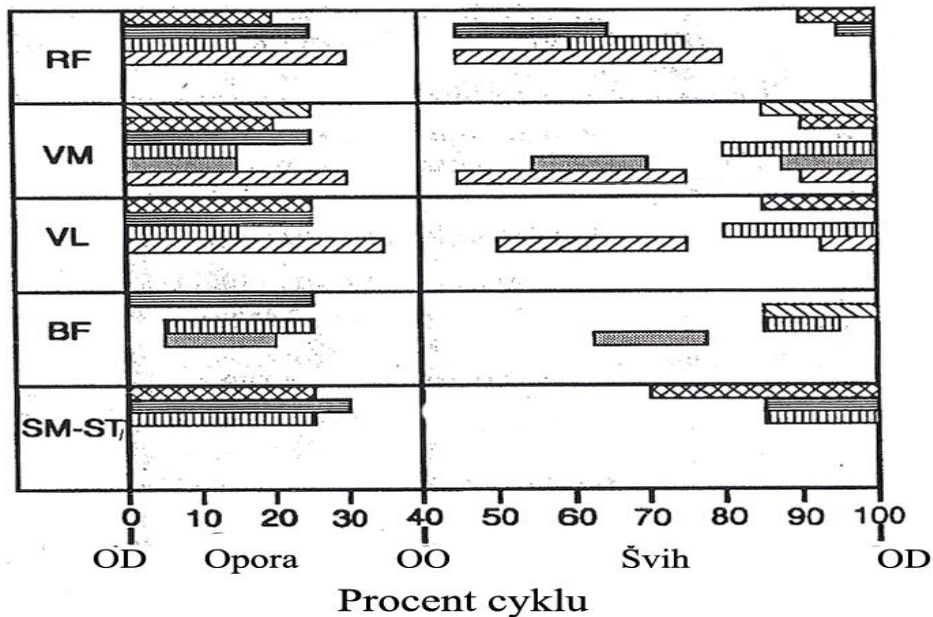
Musculus tensor fasciae latae: Paré a kol. (1981) našli dva zřetelné různé fázické znaky z odlišných oblastí svalu a vyvodili z toho závěr, že jsou ve svalu dvě různé funkční části – anteromediální vlákna a posterolaterální vlákna. Posterolaterální vlákna vykonávala funkci vnitřních rotátorů a abduktorů kyčle, zatímco anteromediální vlákna byla zřejmě primárně flexory kyčle. Během běhu byla posterolaterální vlákna aktivní pouze před a chvíli po okamžiku dokroku (obrázek 4.21). 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 4.21 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 4.21). 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



Obrázek 4.22 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)

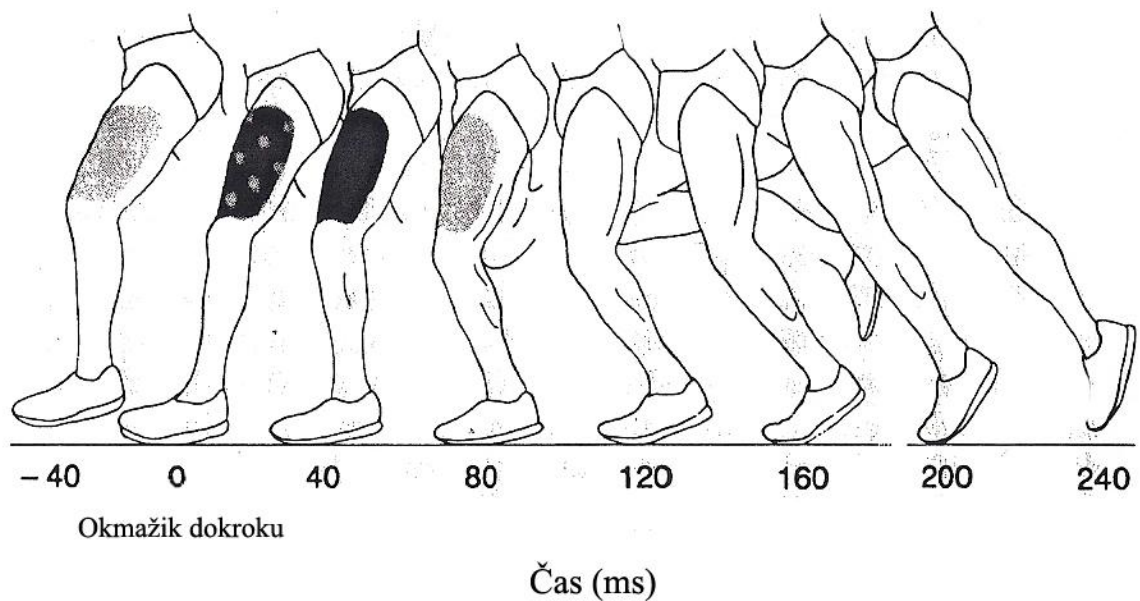
m. gluteus maximus a posterolaterálními vlákny svalu m. tensor fasciae latae, jelikož abduktory jsou aktivní ve stejný čas jako jmenované svaly. Anteriorní vlákna abduktorů asistují při vnitřní rotaci, zatímco posteriorní vlákna asistují při zevní rotaci.

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 4.22). Během počáteční a prostřední 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 4.22). Nilsson a kol. (1985) našli, že m. rectus femoris se prudce aktivoval během počátku fáze letu, což má

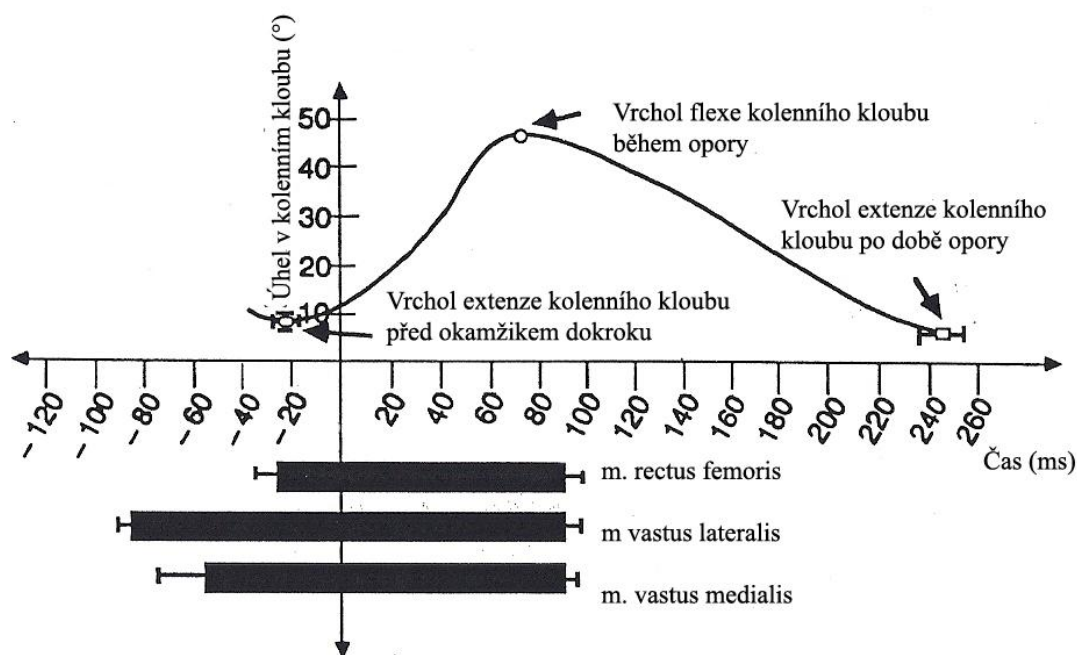
souvislost s jeho funkcí jako flexoru kyčelního kloubu. MacIntyre a Robertson (1987) zjistili podobný vzrůst aktivity u svalu m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Nicméně svaly m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis působí spíše při kontrole flexe v kolenním 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



Obrázek 4.23 Amplituda EMG aktivity na ventrální straně stehna během oporové fáze běhu (velikost aktivity je vyznačena stínováním) (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)

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 4.23).

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.

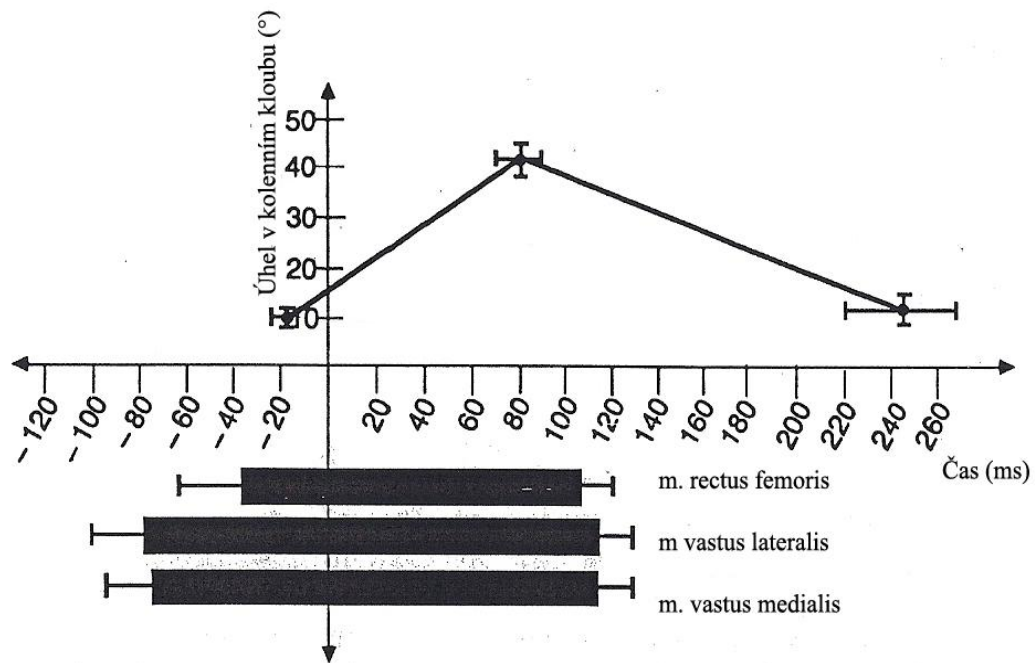


Obrázek 4.24 EMG výsledky svalu m. quadriceps femoris a úhlu v kolenním kloubu pro typický subjekt (průměr z 6-ti dob opory) (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)

Aktivita svalu m. vastus lateralis byla zahájena přibližně 85 ms před okamžikem dokroku (obrázek 4.24). 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 obrázku 4.24 flexe v kolenním kloubu pokračovala ještě dalších zhruba 150 ms. Hodnoty a průběh aktivity svalů skupiny 6 atletů jsou na obrázku 4.24. Průměrný čas extenze kolenního kloubu, při kterém nebyl aktivní sval m. quadriceps femoris, byl 133,7 ms (tabulka 4.1).

Tabulka 4.1 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



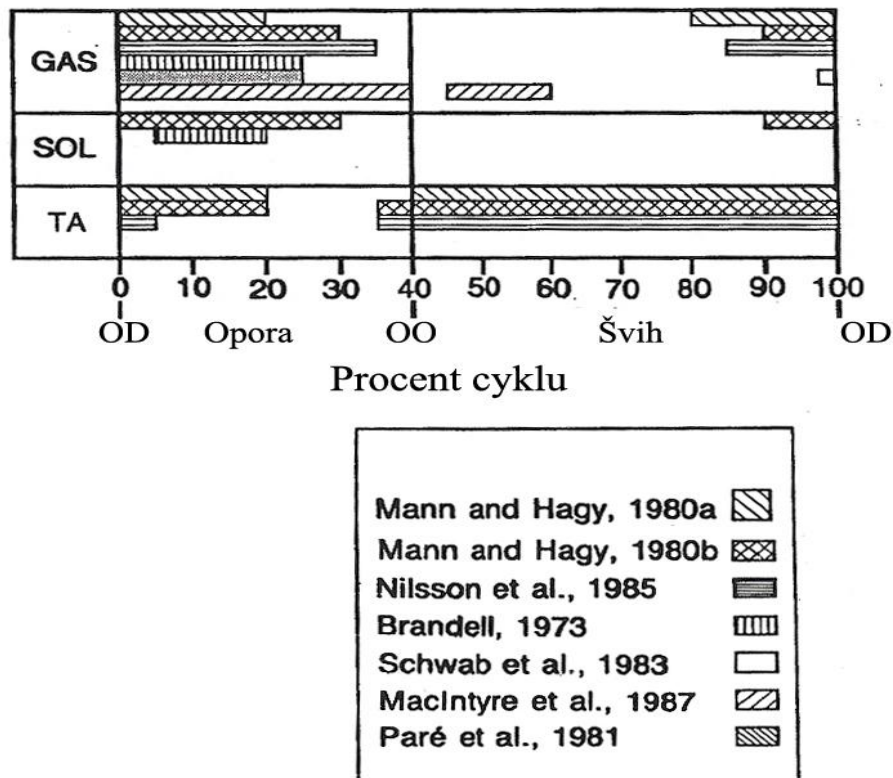
Obrázek 4.25 Soubor průměrných výsledků 6-ti subjektů mezi vztahem EMG svalu m. quadriceps femoris a úhlu v kolenním kloubu (Cavanagh, Lake, McClay, 1990)

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 4.26). 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.

Gastrocsoleus: Ačkoli jsou svaly m. gastrocnemius a m. soleus dva oddělené svaly, často jsou považovány za jednu funkční jednotku a pojmenovávány jako gastrocsoleus. Všeobecně byla tato funkční jednotka aktivní od konce fáze letu do 50 až 80 % doby opory (obrázek 4.26). Během konce fáze letu gastrocsoleus spolupracuje

se svaem 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.



Obrázek 4.26 Přehled autorů, kteří publikovali EMG 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)

4.2.1 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).

5 Cíle, hypotézy a úkoly práce

5.1 Cíle práce

Cílem práce je komparace časových charakteristik s podporou sledování prostorové dimenze a komparace zapojování vybraných svalů při sprintu před a po provedení speciálních běžeckých cvičení (na základě elektromyografické analýzy pohybu).

Díličními cíly jsou intra a interindividuální porovnání zapojení jednotlivých svalů před a po provedení SBC. A zároveň následné zjištění, jak SBC ovlivnila provedení cílového pohybu – sprintu.

5.2 Vědecká otázka

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

5.3 Hypotézy

H1₀

Nulová hypotéza: Neexistuje rozdíl mezi hodnotami vrcholů a ploch pod křivkami mezi skupinami před a po provedení SBC

H1₁

Alternativní hypotéza: Existuje rozdíl mezi hodnotami vrcholů a ploch pod křivkami mezi skupinami před a po provedení SBC

H2₀

Nulová hypotéza: Neexistuje intraindividuální rozdíl mezi hodnotami maxim, minim, ploch pod křivkami, průměrů EMG, mediánů EMG, hrubých inervací, poměrů inervací, normalizací vztažených k amplitudám a pořadí aktivací mezi skupinami svalů před a po provedení SBC

H2₁

Alternativní hypotéza: Existuje intraindividuální rozdíl mezi hodnotami maxim, minim, ploch pod křivkami, průměrů EMG, mediánů EMG, hrubých inervací, poměrů inervací, normalizací vztažených k amplitudám a pořadí aktivací mezi skupinami svalů před a po provedení SBC

H3₀

Nulová hypotéza: Neexistuje interindividuální rozdíl mezi jednotlivci v hodnotách vrcholů, ploch pod křivkami a průměrů EMG při atletickém sprintu

H3₁

Alternativní hypotéza: Existuje interindividuální rozdíl mezi jednotlivci v hodnotách vrcholů, ploch pod křivkami a průměrů EMG při atletickém sprintu

5.4 Úkoly práce

1. Stanovit teoretická východiska disertační práce. Provést rešerši literatury a sumarizovat teorii motorického učení, techniku běhu-sprintu, kineziologické aspekty běhu a jeho vývoje, poznatky o SBC a problematiku 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: Úsek 30 metrů, počet 2 – 4
Intenzita pohybu: 90 %
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

6 Metodika

6.1 Postup řešení

Jedná se o souhrn několika případových studií atletů sprinterů. Pokaždé byl měřen velmi dobrý (průměr výkonů na 100 m je 11,11 s) sprinter, který má již SBC plně zažitě a využívá je k téměř každodennímu nácviku techniky atletického běhu nebo 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 intenzitou na úrovni 90 % maxima. Do určité míry je technika běhu ovlivněna nepoužitím treter, což by bylo vzhledem k následným SBC cvikům komplikované kvůli přezouvání. 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).

6.2 Design výzkumu

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

6.3 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, trigger na synchronizaci s videokamerou – výrobce Megawin (Meg Electronics, Finsko) a elektrody – hydrogel Ag/AgCl do teplot 5 – 30°C.

Elektrody byly umístěny fyzioterapeutem na středovou linii svalů, kde je předpoklad nejlepšího snímání a zapojení největšího počtu motorických jednotek. Místo nalepení bylo očištěno alkoholem, zbaveno nečistot a staré epidermis. Snímací přístroj byl umístěn v ledvince, kterou měl proband připevněnou k trupu.

Po nalepení elektrod jsme provedli vizuální kontrolu správnosti měření a vyšetřili jsme šum základní klidové křivky, offset základní klidové křivky a posuny základní klidové křivky, aby splňovaly požadavky správnosti měření (Konrad, 2005).

6.4 Metodická specifikace

Primárně je nutné uvést, že neměříme svalovou sílu ani práci svalů. 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)

Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. 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 nejvěrněji – tvar pohybu i charakteristiku práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

6.5 Organizace výzkumu

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 přibližně 80 metrové (zhruba 20 metrový náběh, 30 metrů měřený úsek a 20 metrů doběh) úseky na umělém povrchu. Pauzou mezi cvičeními byla pomalá chůze zpět, vždy 3 minuty.

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. Dále pak byly spočítány hodnoty inervace jednotlivých svalů (%), normalizace vztažená k amplitudě (%), změn podílu ploch pod křivkou jednotlivých svalů 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 ze semiautomatického 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.

V průběhu samotného výzkumu jsme provedli následující úkoly:

1. Odstranění ochlupení
2. Čištění kůže – alkoholem
3. Fixaci kabelů pomocí běžných lepicích pásek
4. Povrchové polyelektromyografické vyšetření předem vybraných, palpačně dostupných svalových skupin, které se nejvíce podílejí na výsledném sprinterském pohybu. Synchronizovaně snímat průběh pohybu pomocí vysokorychlostní videokamery
5. Provedení SBC
6. Opětovně provést SEMG stejných svalů při sprintu
7. Kvalitativně a kvantitativně popsat EMG záznamy sledovaných pohybů
8. Interindividuálně srovnat průběh EMG křivky, kdy bylo možné říci, do jaké míry je technika sprintu na bázi zapojení svalů individuální záležitostí

6.6 Výzkumný soubor

Jednalo se o skupinu osmi probandů-atletů (tabulka 6.1), 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 zažitě, čímž jsme eliminovali nesprávnou techniku provedení běhu nebo SBC.

SBC používají probandi v rámci každodenního rozcvičení před tréninkem nebo závody, někdy jsou cvičení obsažená i v hlavní části tréninkové jednotky. Šest vybraných probandů je zařazeno ve vrcholovém sportovním středisku TJ Dukla Praha nebo PSK Olymp Praha.

Před samotným měřením byli probandi seznámeni s průběhem testování a zjištěno, zdali netrpí jakýmkoli zdravotním omezením.

Tabulka 6.1 Charakteristiky sledovaného souboru

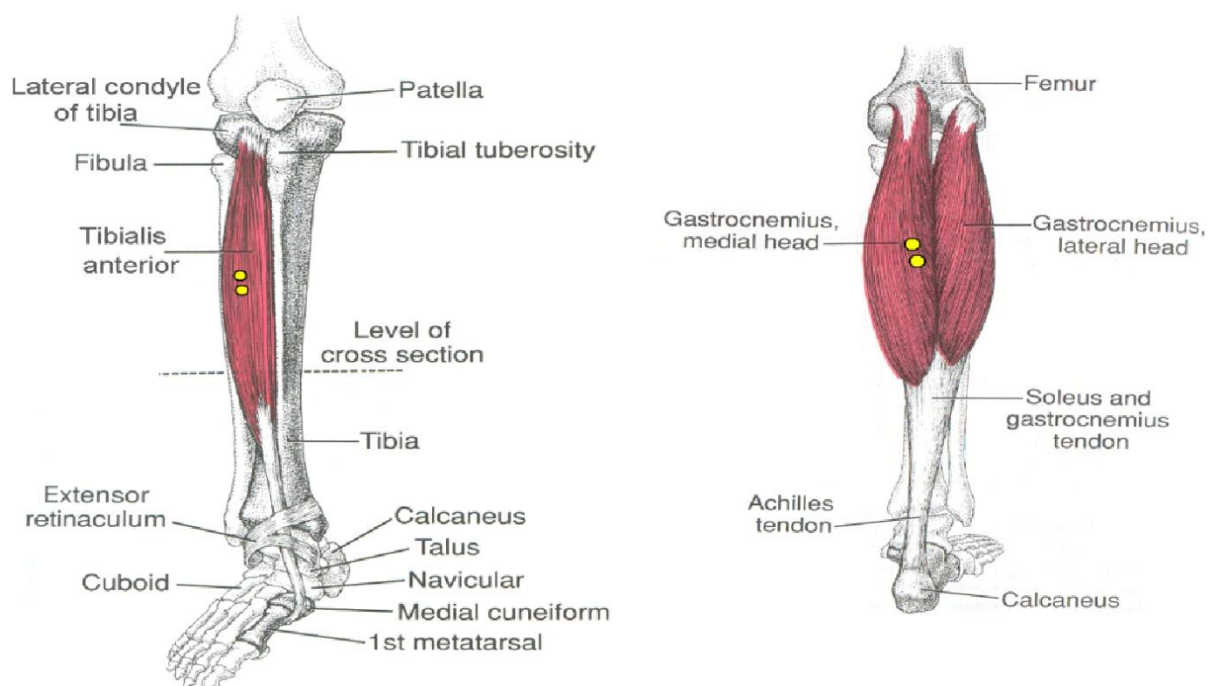
	Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	Výkon na 100 m (s)
Proband 1	21	185	77	11,02
Proband 2	27	191	80	10,91
Proband 3	27	186	76	10,93
Proband 4	20	183	74	11,57
Proband 5	22	177	70	11,20
Proband 6	21	191	84	11,21
Proband 7	28	186	76	10,58
Proband 8	19	193	76	11,47
Průměr	23,13	186,50	76,63	11,11
SD (±)	3,60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

6.7 Výběr svalů a umístění elektrod

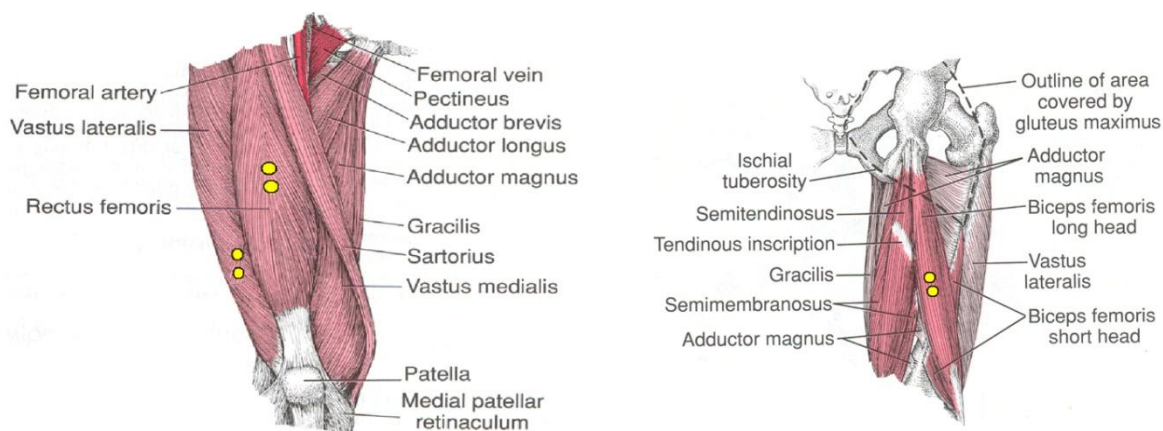
Při měření jsme byli odkázáni pouze na metodu povrchovou. Elektrody byly umístěny fyzioterapeutem na středovou linii svalů, kde je předpoklad nejlepšího snímání a zapojení největšího počtu motorických jednotek. Snímací přístroj byl umístěn v ledvince, kterou měl proband připevněnou k trupu. Dále v práci jsou uváděny svaly již bez označení dx., jelikož všechny svaly byly měřeny pouze na pravé straně těla.

Vybrané svaly a umístění elektrod:

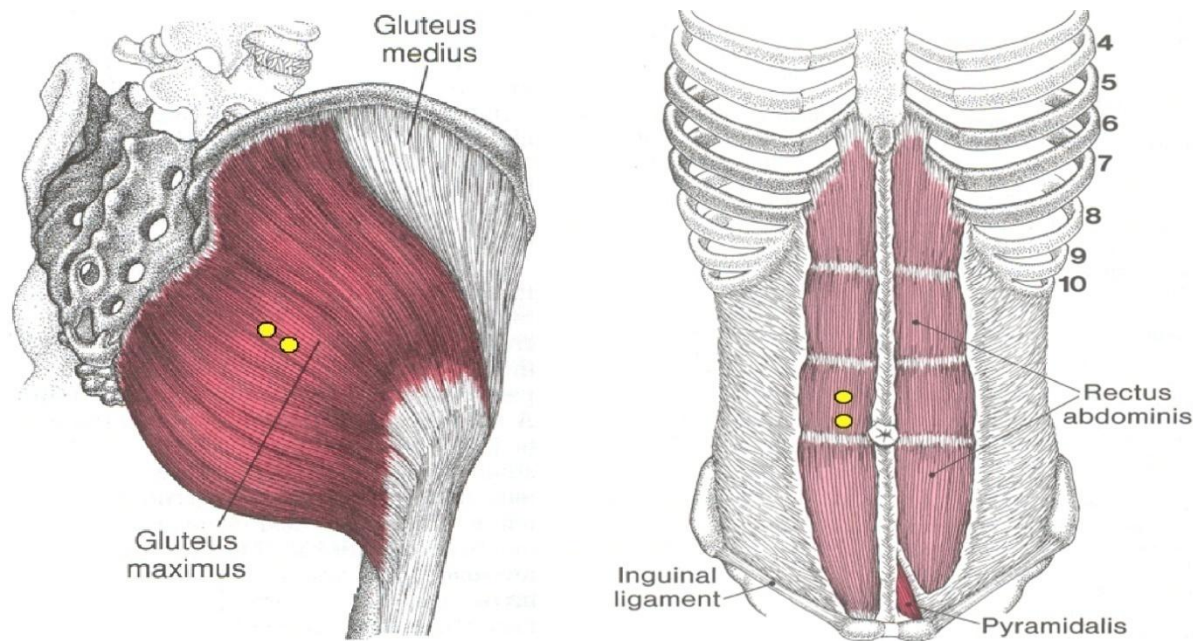
1. m. tibialis anterior dx. (obrázek 6.1)
2. m. gastrocnemius - caput medialis dx. (obrázek 6.1)
3. m. quadriceps femoris - vastus lateralis dx.(obrázek 6.2)
4. m. quadriceps femoris - rectus femoris dx. (obrázek 6.2)
5. m. biceps femoris - caput longum dx. (obrázek 6.2)
6. m. gluteus maximus dx. (obrázek 6.3)
7. m. rectus abdominis dx. (obrázek 6.3)



Obrázek 6.1 Lokalizace elektrod na m. tibialis anterior dx. (vlevo) a m. gastrocnemius dx. – caput medialis (vpravo), upraveno podle Travell, Simons (Travell, Simons, 1999)



Obrázek 6.2 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 6.3 Lokalizace elektrod na m. gluteus maximus dx. (vlevo) a m. rectus abdominis dx. (vpravo), upraveno podle Travell, Simons (Travell, Simons, 1999)

6.7 Analýza dat

K vyhodnocení dat jsme použili program Megawin, kdy k EMG křivce byl přiřazen pomocí triggerů 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 obrázek 4.5). 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 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 kinesiologii 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 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).

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 hodnoty inervace jednotlivých svalů (v % z průměru) a změn podílu ploch pod křivkou jednotlivých svalů běhu před SBC k běhu po SBC (%).

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.

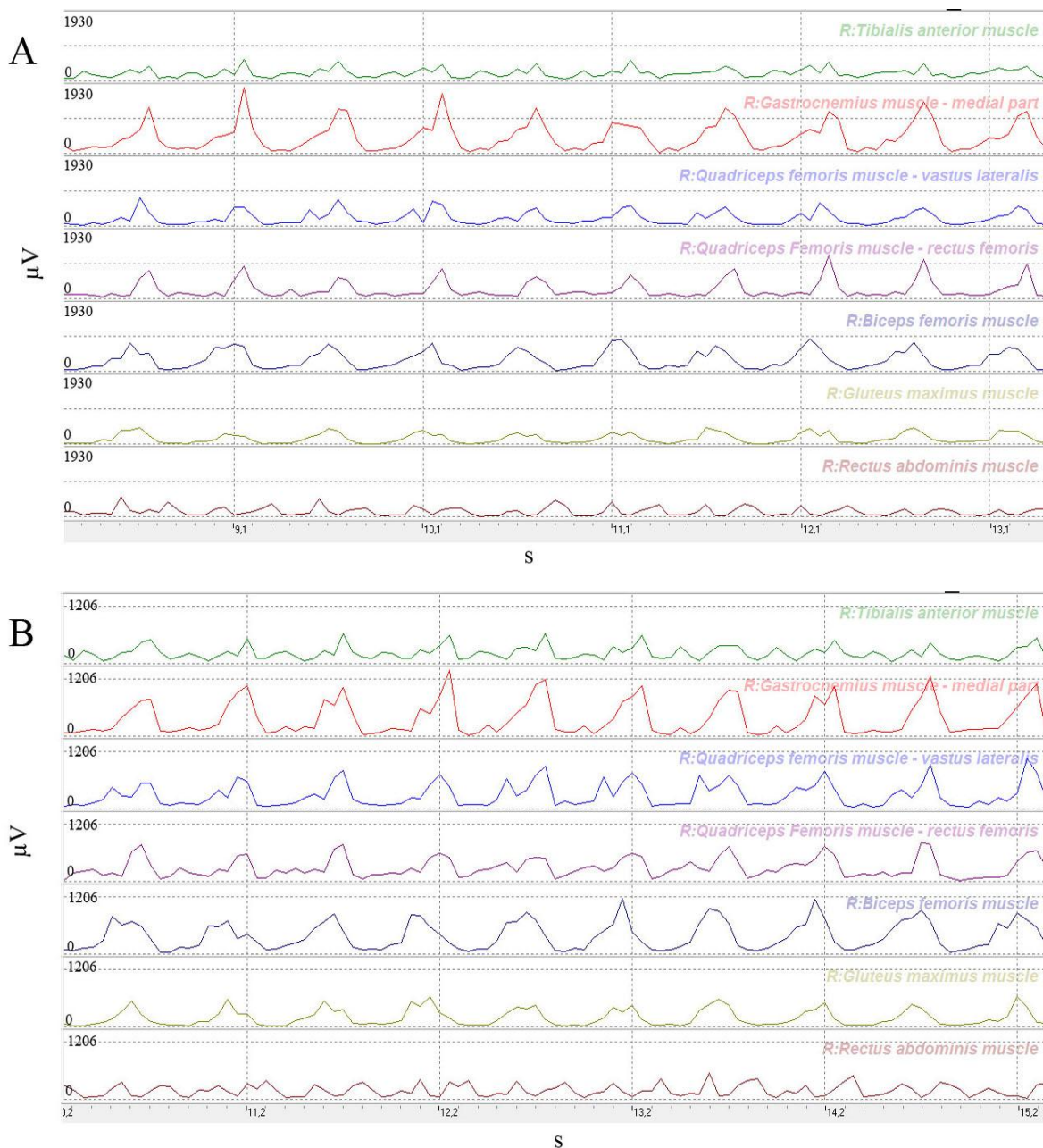
Pro vyhodnocení nástupu svalové aktivace je nutné stanovit práh. Zvolili jsme metodu singletreshold a za práh jsme zvolili hodnotu 20 %, jak doporučuje Staude, 2001 (15 – 25 %) nebo Hug a Dorel, 2009 (20 %). Z hlediska správné evaluace je nutné stanovit dobu, po kterou se sval udrží nad stanoveným prahem.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

Maximální hodnoty křivek, ploch pod křivkami a průměrné EMG jsme použili při intra i interindividuálním hodnocení pomocí matematické statistické metody ANOVA.

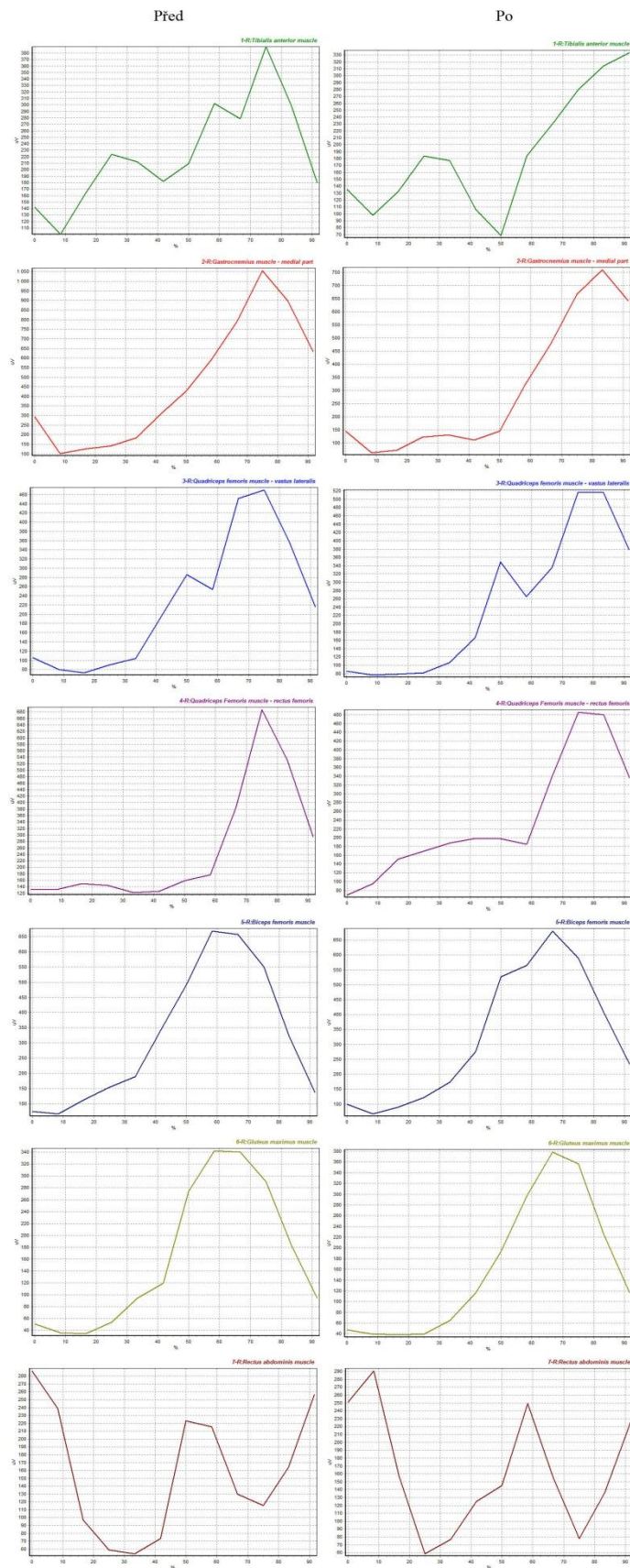
7 Výsledky

Kvůli velkému objemu hodnocených dat jsou v této kapitole zobrazeny pouze data od reprezentativního probanda č. 1 a dat zobrazující výsledky matematické statistické metody ANOVA. Všechny ostatní výsledky lze nalézt v kapitole přílohy.

7.1 Intraindividuální analýza



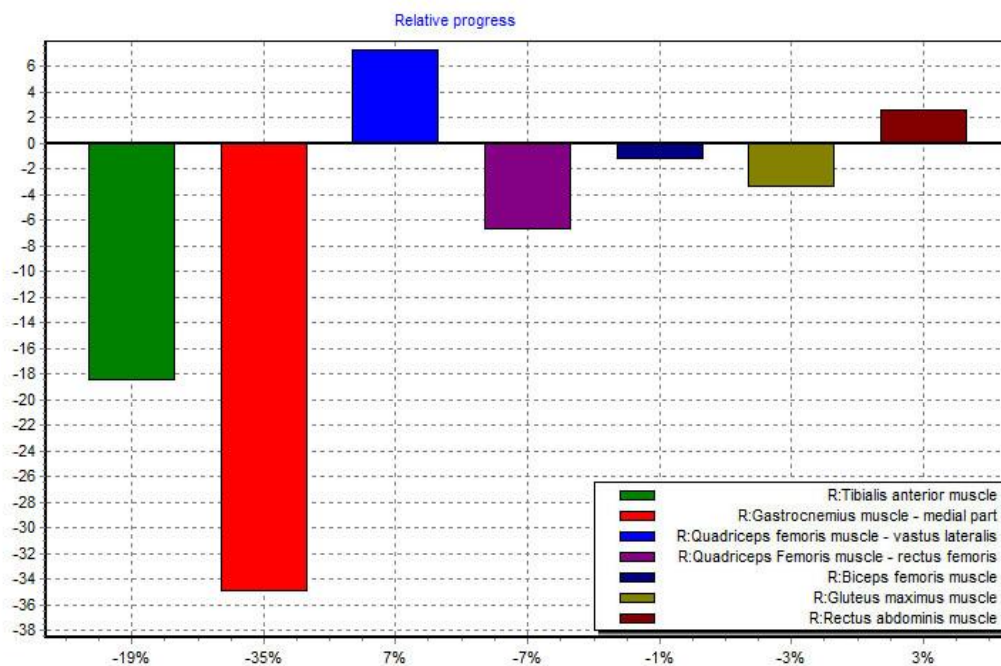
Obrázek 7.1 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 1 před (A) a po (B) provedení SBC



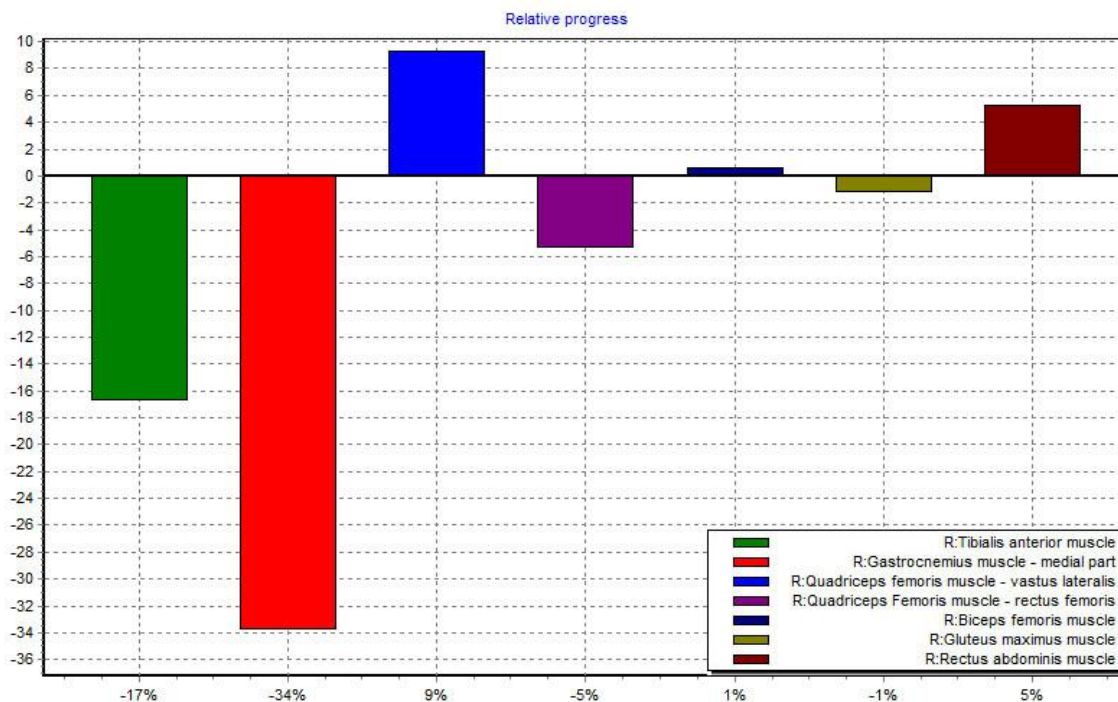
Obrázek 7.2 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 1

Tabulka 7.1 ukazuje základní 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



Obrázek 7.3 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 1

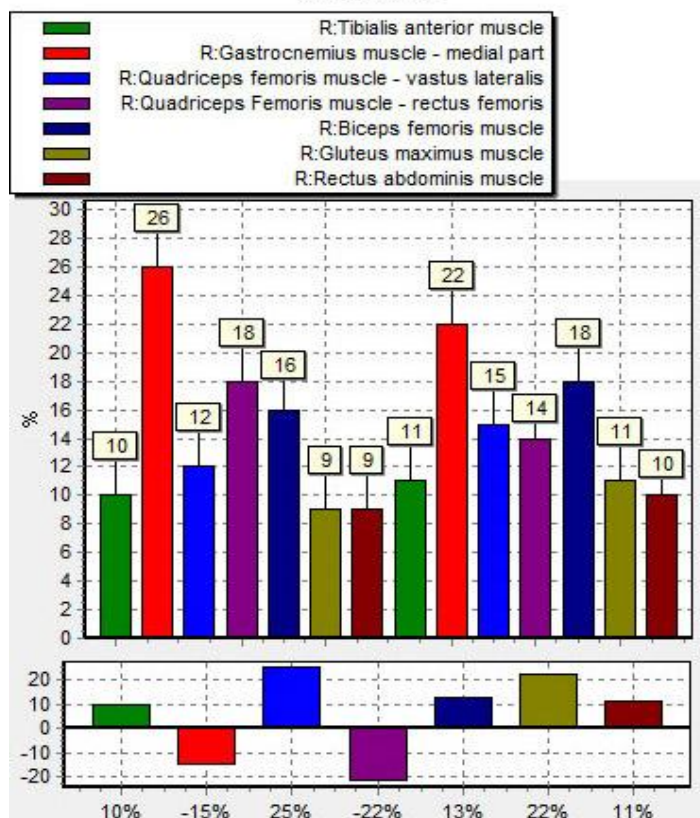


Obrázek 7.4 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 1

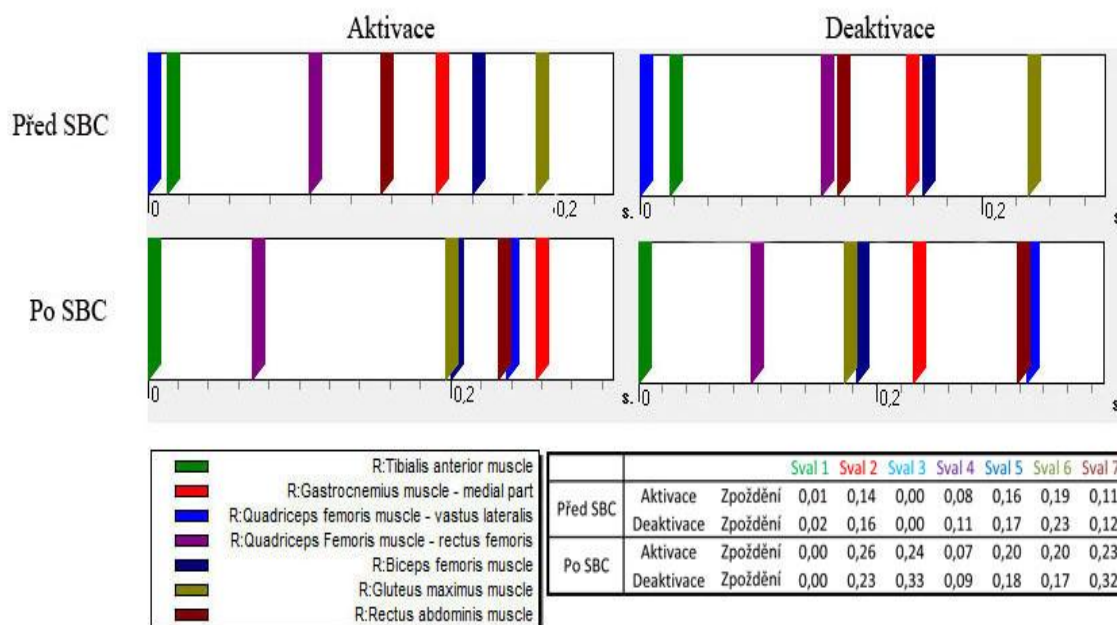
Tabulka 7.2 ukazuje poměr inervace (vše v %) jednotlivých svalů v běhu před a po provedení SBC; N - nezměřeno

	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

Proband 1



Obrázek 7.5 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu vrcholů jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 1



Obrázek 7.6 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 1

Tabulka 7.3 ukazuje matici 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

Tabulka 7.4 ukazuje matici 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

7.2 Interindividuální analýza

Tabulka 7.5 ukazuje matici hodnot F na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 2,14$ pro 10 vrcholů a ploch pod křivkou interindividuálně (8 skupin); 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 7.6 ukazuje tabulku hodnot F na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ při hodnotě $F_{krit} = 4,60$ pro 8 ploch pod křivkou pro skupiny před a po SBC; 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

8 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.

8.1 Intraindividuální analýza

Aktivita svalu m. tibialis anterior je u všech probandů lehce chaotická a nenalzáme žádné 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; obrázek 3.22), 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 kromě probanda č. 6 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 je sice zřetelný hlavní vrchol ve stejném okamžiku jako u ostatních, ale v běhu také nalzáme další, menší vrchol. Tato druhá aktivace svalu se objevuje zhruba v polovině fáze letu a je výraznější u běhu před SBC. 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 době, kdy je potřeba, jak je tomu u ostatních probandů.

M. vastus lateralis je sval posturální zajišťující stabilitu a vzpřímenost postavy během pohybu, což nám dokládají křivky všech probandů (nejlépe proband č. 4 a 5). Nenalzáme zásadní rozdíly před a po provedení SBC.

M. rectus femoris pracoval velmi podobně jako sval m. vastus lateralis. Drobný rozdíl můžeme nalézt 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; obrázek 3.22). 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 běh měl být maximálně uvolněný. A právě u tohoto svalu dochází ve sprinterských disciplínách k častým zraněním. U ostatních probandů je aktivita svalů také jasně zřetelná, nicméně vrcholy jsou již mírně sakadované.

Sval m. gluteus maximus je sval posturální, 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 správné působení. S tím se můžeme setkat především u švihového způsobu běhu.

Semiautomatickým porovnáním 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 jednotlivců a ne celé měřené skupiny.

Při pohledu na tabulky zobrazující základní hodnoty jako je průměr EMG, maxima, minima křivky, plochu 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 nutné zdůraznit, že není v podstatě možné reprodukovat „stejný“ běh dvakrát za sebou v rámci jedné osoby, natož pak mezi jednotlivými atlety. Tudíž určité hodnotové odchylky v rámci měření se mohou považovat za bezvýznamné.

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). 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 intenzitou. Celkově 5 svalů vykazuje vyšší hodnoty po SBC než před SBC.

U probanda č. 2 jsou výrazné 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 $\mu\text{V/s}$). Svaly spolu nekorrespondují v tom směru, že by všechny měly menší hodnoty jen po SBC. Celkově u všech probandů to může znamenat, že zátěž je rozložena na všechny svaly a v případě menší aktivace jednoho ze svalů musí tuto funkci zastoupit některý další a toto zatížení absorbovat. 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 11.2. 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 0,3 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. 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 (453:529 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 pěti svalů ze sedmi po provedení SBC, přičemž dosažené časy 10 cyklů jsou stejné.

U probanda č. 5 nalzáme zcela rozcházející se hodnoty, kdy tři ze sedmi svalů vykazují zvýšené hodnoty po SBC, z toho ve dvou případech výrazně. Jedná se o svaly musculus biceps femoris a musculus gluteus maximus. U dalších čtyř svalů nastává opačný jev, kdy tři svaly (musculus gastrocnemius medialis, musculus vastus lateralis a musculus rectus abdominis) vykazují výrazně nižší hodnoty (viz příloha tabulka 11.4).

U probanda č. 6 jsou hodnoty vyšší u 4 svalů, z toho výrazně u svalu musculus tibialis anterior a musculus gluteus maximus, a nižší u 3 svalů (musculus vastus lateralis, musculus rectus femoris a musculus rectus abdominis), vše v kapitole přílohy, tabulka 11.5.

U probanda č. 7 se hodnoty výrazně snižují u 2 (musculus gastrocnemius a musculus biceps femoris) svalů z 5. Výrazně se zvyšují hodnoty u jednoho svalu (musculus rectus femoris), vše viz tabulka 11.6.

U probanda č. 8 nalzáme 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.

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, jinou intenzitou běhu nebo dalšími faktory. Některé z těchto výsledků jsou ovlivněny anomálií v EMG křivce, týká se to jen maxim, která jsou náchylná na extrémy (nejedná se o zprůměrovanou hodnotu) – musculus vastus lateralis u probanda č. 4, musculus vastus lateralis u probanda č. 5, musculus gastrocnemius medialis a musculus rectus abdominis u probanda č. 6.

Změna plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC (obrázek 7.3) a změna hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC (obrázek 7.4) spolu korespondují ve smyslu nárůstu nebo poklesu. Konrad (2005) považuje průměr EMG křivky za nejdůležitější výpočet, který popisuje hrubou inervaci jednotlivých svalů a je tak možné popsat rozdíly mezi dvěma cvičeními. V našem případě se jedná o změnu běhu po SBC vůči běhu před SBC v procentech. Jak můžeme vidět na obrázcích 11.15 až 11.28, rozdíly mezi jednotlivci jsou markantní a nedá se vyslovit jasný závěr, jak SBC ovlivní obecně běh.

Pro srovnání by bylo ukázkové změřit dva běhy bez použití SBC ihned za sebou a zjistit, jestli budou tyto výpočty rozdílné nebo naopak velmi podobné. Je známo, že opakování pohybu (i cyklického) je do určité míry nemožné (Konrad, 2005, obrázek 4.16). I když zapojení svalů, nástupy aktivace a polohy lokálních maxim jsou na první pohled stejné nebo velmi podobné, podrobnější výpočty dávají pravdu spíše tvrzení, že každý běh je v podstatě novým pohybem.

Na druhou stranu, pokud se podíváme na tabulku 7.2, je zřejmé, že jednotlivé podíly svalů v % se výrazně nemění, což je důležitý údaj. Sice se mění hodnoty vrcholů, průměru EMG a ploch pod křivkou, ale poměr inervace zůstává víceméně stejný, což znamená, že svaly spolupracovaly velmi podobně a stejným poměrem se podílely na výsledném pohybu, ať již šlo o běh před provedením SBC nebo o běh po provedení SBC.

U probanda č. 1 je rozdíl především u svalů musculus tibialis anterior a gastrocnemius medialis, kdy se jejich hrubá inervace zmenšila o 17 % (19 %), respektive 34 % (35 %). Naopak v tabulce 7.2 se výrazněji mění pouze hodnota u svalu musculus gastrocnemius medialis, a to o 7 %.

U probanda č. 2 se z hlediska změny inervace odlišují výrazně tři svaly – musculus vastus lateralis, musculus rectus femoris a musculus gluteus maximus, kdy jsou změny o -27 %, 38 % a -20 %. Naopak z hlediska celkové práce, tedy plochy pod křivkou se odlišují všechny svaly a rozdílné jsou i hodnoty v porovnání s inervací: Musculus tibialis anterior (-14 %), musculus vastus lateralis (-33 %), musculus rectus femoris (27 %), musculus biceps femoris (-18 %), musculus gluteus maximus (-26 %) a musculus rectus abdominis (-20 %). Naopak v poměru inervace jsou rozdíly minimální, největší pak 4% a 6%, u svalu musculus vastus lateralis, resp. svalu musculus rectus femoris.

U probanda č. 3 se u všech měřených svalů významně mění plochy pod křivkou i inervace, a to zásadním způsobem (viz obrázek 11.16 a 11.23). Nicméně hodnoty poměru inervace se liší řádově v procentech, nejvíce pak u svalu musculus rectus abdominis, a to o 6 %.

U probanda č. 4 se v obou ukazatelích téměř shodně liší svaly musculus vastus lateralis, musculus biceps femoris, musculus gluteus maximus a musculus rectus abdominis, hodnoty rozdílů jsou pro plochy pod křivkou (inervaci), ve stejném pořadí jako svaly: -15 % (-17 %), -15 % (-16 %), -9 % (-10 %) a 23 % (21 %). Poměr inervace

opět dokazuje, že z tohoto pohledu můžeme tvrdit, že šlo o dva relativně stejné pohyby, kdy největší rozdíl jsou pouhá 2 %.

U probanda č. 5 se jako u probanda č. 4 téměř shodně liší svaly musculus vastus lateralis, musculus biceps femoris, musculus gluteus maximus a musculus rectus abdominis, a to o -48 % (-48 %), 25 % (23 %), 24 % (22 %) a 22 % (23 %). Nicméně polarita změn je u těchto dvou probandů odlišná. U poměru inervace nalezneme největší rozdíly opět u svalů musculus vastus lateralis (7 %) a musculus biceps femoris (6 %).

U probanda č. 6 je absolutně nejmarkantnější rozdíl u svalu musculus tibialis anterior o 138 % (133 %) u plochy pod křivkou (a inervace), dále pak u svalů musculus rectus femoris o -20 % (-22 %), musculus biceps femoris o -15 % (-18 %), musculus gluteus maximus o 25 % (22 %) a musculus rectus abdominis o -31 % (-31 %). I přes tuto vysokou hodnotu je poměr inervace ostatních svalů relativně vyrovnaný. Sval musculus tibialis anterior se liší o 16 %, z ostatních pak nejvíce 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.

U probanda č. 7 jsou rozdíly ve všech svalech kromě svalu musculus rectus abdominis. Hodnoty změn nalezneme na obrázcích 11.20 a 11.27. Plochy pod křivkou ani inervace se v rozdílech téměř neliší. U všech těchto rozdílů se jednalo o změny do plusových hodnot, pouze u svalu musculus rectus femoris šlo o změnu do minusových hodnot. Z pohledu inervace jsou změny minimální, nejvíce o 4% u svalu musculus rectus femoris.

U probanda č. 8 se z hlediska plochy pod křivkou (a inervace) liší svaly musculus tibialis anterior o -10 % (-11 %), musculus rectus femoris o -10 % (-11 %) a musculus gluteus maximus o -15 % (-16 %). Ze všech probandů jsou tyto změny nejmenší, jedná se z tohoto pohledu tedy o nejlépe reprodukováný pohyb. O tom svědčí také maximálně 2 % rozdíly v poměru inervace.

Z hlediska základních hodnot (maximum, průměr, plocha pod křivkou a medián), změn plochy pod EMG křivkou 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.

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

Na rozdíl od průměru EMG je normalizace vztažená k amplitudě méně validním výsledkem. Je tomu tak proto, že se nejedná o zprůměrování veliké 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.

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 % (obrázek 11.30), 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 %. 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 %.

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.

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 %. Zejména u svalu m. rectus femoris se veškeré výsledky liší výrazně.

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 %.

Z těchto výsledků 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 tvrdit, že běh před provedením SBC se výrazně nelišil od běhu po provedení SBC, rozdíly můžeme nalézt jen výjimečně a pouze u jednotlivých svalů.

Další z hodnocených parametrů je nástup svalové aktivace a deaktivace, čili pořadí svalů, jak se postupně v pohybu aktivovaly a deaktivovaly. Veškerá aktivace se děje v rámci několika setin (obrázky 7.6 a 11.36 až 11.42). Jak již bylo dříve zmíněno, každý běh je do jisté míry novým pohybem. 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.

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, do jaké míry se aktivace svalů shoduje. V tuto chvíli se můžeme pouze dohadovat, jestli je to způsobeno vlivem SBC na koordinaci svalů. Každopádně tři výše zmínění probandi jsou možným vysvětlením, že tomu může být interindividuálně zcela jinak a nemusí to být pouze vlivem SBC, že se pořadí aktivace svalů bude nebo nebude měnit.

Pomocí matematické statistické metody ANOVA (Guidetti, Rivellini, Figura, 1996; Pinnington, H., C., Lloyd, D., G., Besier, T., F., Dawson, B., 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 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 7.3, 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 $F_{krit} = 4,41$.

Velmi podobné výsledky můžeme nalézt i v tabulce 7.4. 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 (obrázky 7.1 a 11.1 až 11.7). 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 $F_{krit} = 4,41$.

Jak je zřejmé z těchto hodnot, 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. Z hlediska tohoto parametru můžeme tedy vyřknout závěr, že oba běhy byly stejné.

8.2 Interindividuální analýza

V interindividuální analýze jsme se snažili posoudit, jestli běhy mezi probandy z hlediska homogenosti skupin jsou stejné nebo rozdílné (tabulka 7.5), 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 7.6).

V prvním případě 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 se jedná většinou o 8 skupin (svalů u jednotlivých probandů), případně o 7 a 6 skupin (v případě chybného změření). 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.

Jak lze vidět na tabulce 7.5, veškeré naměřené hodnoty pomocí matematické statistické metody ANOVA vykazují na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ a při $F_{krit} = 2,25-2,58$ 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. 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.

Tabulka 7.6 ukazuje pravý opak tabulky 7.5. 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 homogennost skupin, tedy během před a po SBC. Z těchto údajů lze tvrdit, že interindividuálním hodnocením běhu před i po SBC, je běh stejný.

9 Závěry

Cílem této práce bylo popsat zapojení svalů při běhu před a po provedení SBC. Jestli SBC ovlivnila následný sprinterský běh a to jak v intraindividuální, tak i v interindividuální rovině. Zároveň bylo cílem zjistit, jestli existují významné rozdíly v zapojení svalu mezi jednotlivými probandy.

Pro tuto skupinu výkonnostních sportovců, kteří mají svoje stereotypy velmi pevně fixovány, nemůžou krátké vstupy SBC koordinačně nic změnit. SBC je optimální prevencí poškození struktur pohybové soustavy sportovce, ať již formou specifického rozvičení, tak již formou zahřátí exponovaných oblastí pohybové soustavy.

Na základě statistické významnosti (ANOVA) můžeme potvrdit hypotézu H_{10} , kdy neexistují rozdíly mezi hodnotami vrcholů a ploch pod křivkami mezi skupinami při běhu před a po provedení SBC. Každý z výsledků vypočítaných pomocí matematické statistické metody ANOVA potvrdil hypotézu H_{10} .

Na základě věcné významnosti můžeme potvrdit hypotézu H_{20} . Kdy neexistuje intraindividuální rozdíl mezi hodnotami maxim, minim, ploch pod křivkami, průměrů EMG, mediánů EMG, hrubých inervací, poměrů inervací, normalizací vztažených k amplitudám a pořadí aktivací mezi skupinami svalů před a po provedení SBC.

Při hodnocení EMG křivky jsou nalezeny minimální rozdíly mezi během před a po SBC. Mírné vyhlazení EMG křivky po použití SBC můžeme pozorovat u probandů č. 6 a 7 u svalu musculus tibialis anterior, u probanda č. 6 musculus gastrocnemius medialis a u probandů č. 2 a 3 u svalu musculus gluteus maximus. Z hlediska naměřených základních hodnot nenalzáme žádné vzory, podle kterých by se běh po SBC výrazně změnil. Existují zde pouze intraindividuální rozdíly v běžích, které nejsou pravděpodobně způsobeny působením SBC.

Na základě statistické významnosti (ANOVA) můžeme potvrdit hypotézu H_{20} , kdy neexistuje intraindividuální rozdíl svalové aktivity mezi sledovanými svaly před a po provedení SBC. Hodnoty F vypočítané pomocí matematické statistické metody ANOVA potvrzují na základě hodnocení ploch pod křivkami a vrcholů křivek hypotézu H_{20} .

Na základě statistické významnosti (ANOVA) můžeme vyvrátit hypotézu H_{30} , kdy neexistuje interindividuální rozdíl mezi jednotlivci v hodnotách vrcholů, ploch pod křivkami a průměrů EMG při atletickém sprintu. Pomocí matematické statistické metody ANOVA a hodnot ploch pod křivkami, vrcholů a průměrů EMG tak můžeme

potvrdit alternativní hypotézu H3₀, kdy existují interindividuální rozdíly mezi jednotlivci v hodnotách vrcholů, ploch pod křivkami a průměrů EMG při atletickém sprintu.

Ze zjištěných výsledků je tedy zřejmé, že SBC nemají nijak zásadní okamžitý vliv na průběh následného sprinterského běhu. Proto používání SBC 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. SBC 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

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

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 SBC nebo, zdali jsou ovlivněny pouze různorodostí technicky náročného pohybu, kterým je zde atletický sprint.

10 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 komputer technice for analyzing respirátory 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 [cit. 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. *Introduciton 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 serface 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. *Didaktika sportu*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1976.
45. Choutka, M., Dovalil, J. *Sportovní trénink*. Praha: Olympia, 1987.
46. 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.
47. Janda a kol. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing, a.s, 2004.

48. Janura, M., Rodová, D., Mayer, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, 4, s. 173 – 177.
49. Joch, W. Leistungsstruktur in den Sprint- und Hürdendisziplinen. In W. Joch, *Rahmentrainingsplan für das Aufbautraining* (pp. 18-44). Aachen: Meyer & Meyer Verlag, 1992.
50. 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.
51. Kamen, G., Gabriel, D., A. *Essentials of electromyography*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2010.
52. Karas, V., Otáhal, S. *Úvod do biomechaniky svalové činnosti při tělesném pohybu člověka*. Praha: SPN, 1972.
53. Karas, V., Otáhal, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Skripta Katedra anatomie a biomechaniky. Praha: UK FTVS, 1991.
54. Kněnický, K. a kol. *Technika lehkooatletických disciplín*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1974.
55. 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.
56. Konrad, P. *The ABC of EMG – A practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Scottsdale: Noraxon, 2005.
57. Krajča, V., Petránek, S. Supplementum. Počítačová elektroencefalografie: Úvod do problematiky. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 1995, 58, s. 1-38.
58. Kučera, M., Dylevský, I. a kol. *Pohybový systém a zátěž*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 1997.
59. 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.
60. 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.
61. Liebenberg, L. Persistence hunting by modern hunter-gatherers. *Current Anthropology*, 2006, 47, p. 1017-1026.

62. 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.
63. 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.
64. 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.
65. Mann, R., A., Moran, G., T., Dougherty, S., E. Comparative electromyography of the Loir extremity in jogging, running and sprinting. *American Journal of Sports Medicine*, 1986, 14, 6, p. 501-510.
66. 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.
67. Merletti, R., Parker, P. *Electromyography*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, 2004.
68. Měkota, K., Cuberek, R. *Pohybové dovednosti-činnosti-výkony*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, 2007.
69. Měkota, K., Novosad, J. *Motorické schopnosti*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, 2005.
70. Míková, M [Online]. *Klinická a přístrojová diagnostika v praxi* [Citace 10.8.2012]. Dostupné z: <http://krtvl.upol.cz/prilohy/101_1174427151.pdf>.
71. Mohylová, J., Krajča, V. *Zpracování signálu v lékařství*. Žilina: ŽU Žilina, 2004.
72. 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.
73. Noakes, T. *Lore of running*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2003.
74. Novacheck, T., F. The biomechanics of running. *Gait posture*, 1998, 7, p. 77-95.
75. Otáhal, S., Tlapáková, E., Šorfova, M [Online]. *Kompendium biomechanika* [Citace: 9.2.2012]. Dostupné z: <<http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php>>.

76. Pánek, D., Pavlů, D., Čermusová, J. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, 16, 4, s. 177-180.
77. 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.
78. 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.
79. Pařík, O., Hojka, V., Pavelka, R. Srovnání aktivace vybraných svalů při běhu – sprintu a při předkopávání. *Česká kinantropologie*, 2011, 15, 1, s. 26-36.
80. 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.
81. 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.
82. Perry, J. *Gait analysis normal: normal and pathological function*. Slack, 1992.
83. 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.
84. 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.
85. Powers, S., K. & Howley, E., T. *Exercise Physiology. Theory and Application to Fitness and Performance*. 6th Edition. New York: McGraw-Hill International Edition, 2007.
86. 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.
87. 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.
88. Rodová, D., Mayer, M., Janura, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2001, 4, s. 173-177.

89. Schmidt, R., A., Lee, T., D. *Motor control and learning*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1991.
90. 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.
91. 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.
92. Shiavi, R., Green, N. Ensemble averaging of locomotor electromyographic patterns using interpolation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1983, 21, p. 573-578.
93. Soderberg, G., L., Knutson, L., M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy*, 2000, 80, p. 485-498.
94. 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.
95. 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.
96. Svatoš, J. *Biologické signály I. Geneze, zpracování a analýza*. Praha: ČVUT, 1998.
97. Svoboda, L. Kinogramy. In *Atletika*, 2008, 60, 10, s 25.
98. Tlapáková, E. *Biomechanická interpretace elektromyografu*. Kandidátská disertační práce. Praha: FTVS UK., 1981.
99. Travell, J., G., Simons, D., G. *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual. Vol. 2*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1999.
100. Ulrich, J. Krempel, R., Haag., E., Müller, H. *Leichathletik I, Laufen*. Reinbek bei Hamburg: Verlag GmbH, 1995.
101. Vélé, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006.
102. Vindušková, J. a kol. *Základy atletiky*. Praha: UK FTVS, 2006.
103. 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.

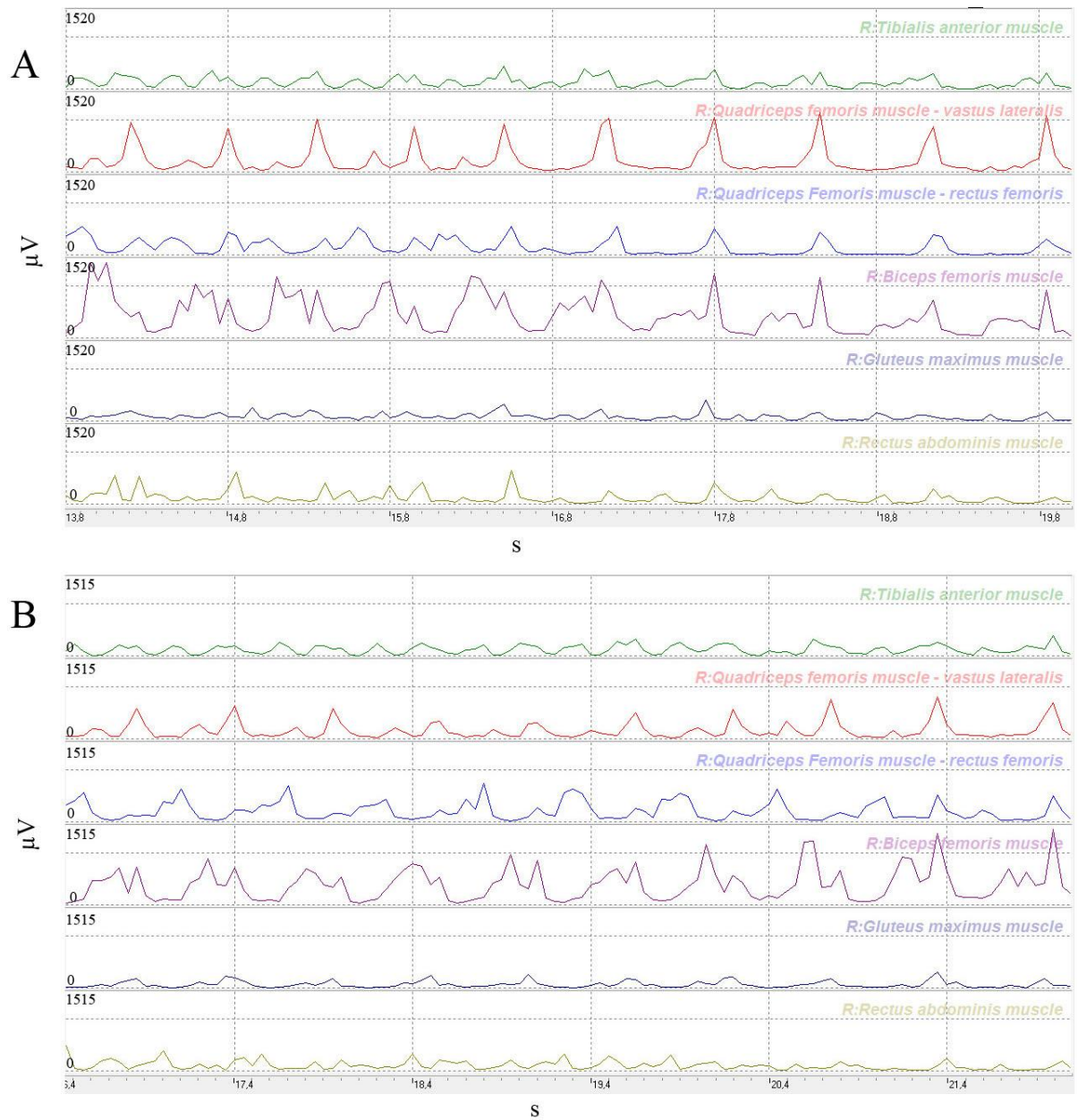
104. Von Tscharnner, V. Time-frequency and principal-component methods for the analysis of EMGs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2002, 12, p. 479-492.
105. Von Tscharnner, V., Nigg, B., M. Point: spectral properties of the 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.
106. Vonstein, W. Technika sprintu maximální rychlostí. *Atletika*, 1996, 3, s. VI-VII.
107. 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.
108. 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.
109. 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.
110. 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.
111. Williams, K., R. Biomechanics of running. *Exercise Sports Science Revue*, 1985, 13, p. 389-441.
112. Winter, D., A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2. ed. New York: John Wiley & Sons, 1990.
113. 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.
114. 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.
115. Zwiack, E., B., Kollmitzer, P. *Zeit Frequenzanalysen (TFA) des oberflächen – EMGs des M. soleus beim Gehen*. EMG Meeting 94 – Beilage. Berlin, 1994.
116. Zwiack, E., B., Konrad, P. *EMG Fibel*. EMG Meeting 94 – Beilage. Berlin, 1994.

11 Přílohy

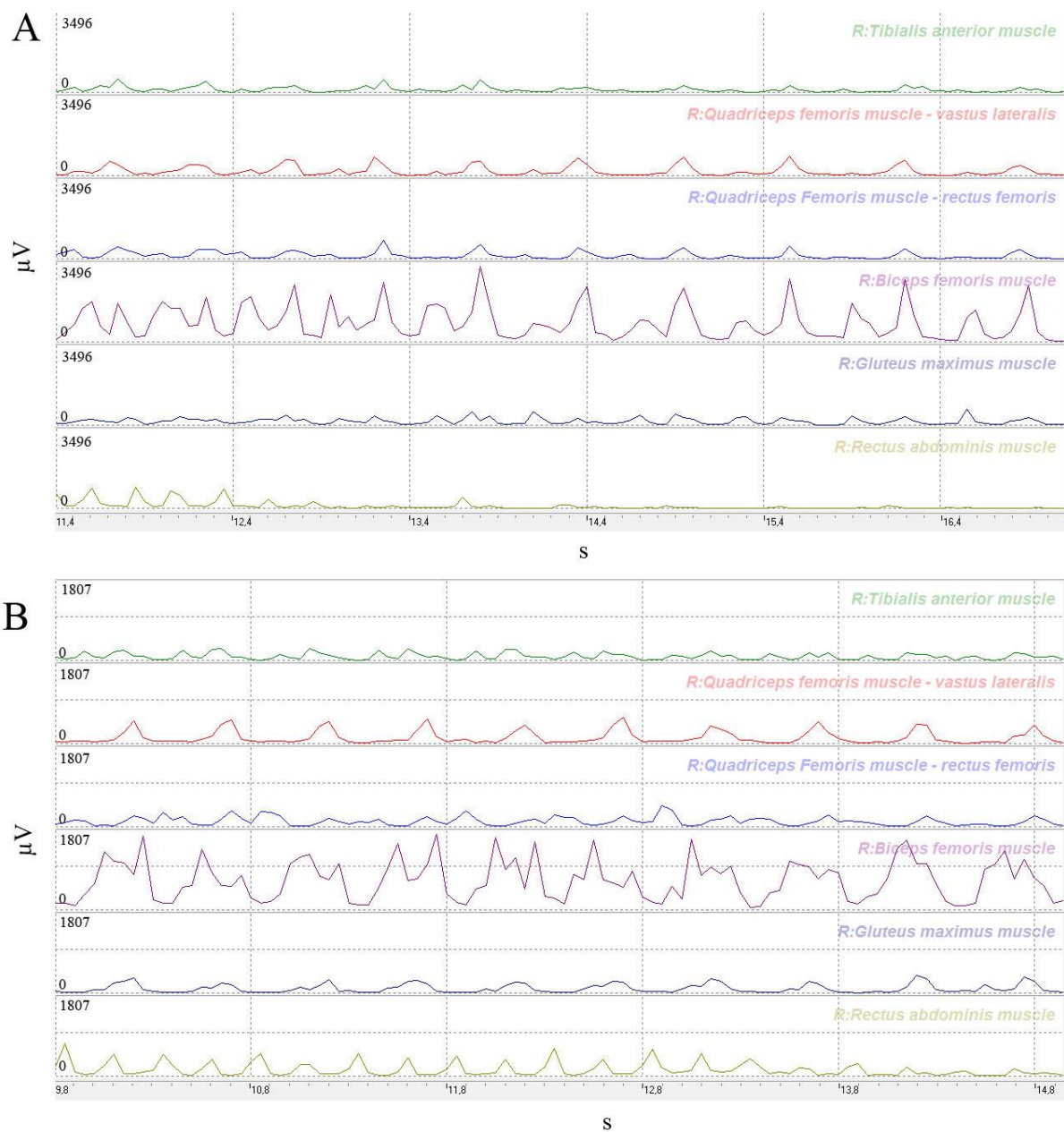
- I – 10 pohybových cyklů běhu - sprintu před (A) a po (B) provedení SBC
- II – Průměrné EMG křivky 10 vybraných pohybových cyklů
- III – Základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů
- IV – Změny podílů ploch pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC
- V – Změny hrubých inervací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

Příloha I

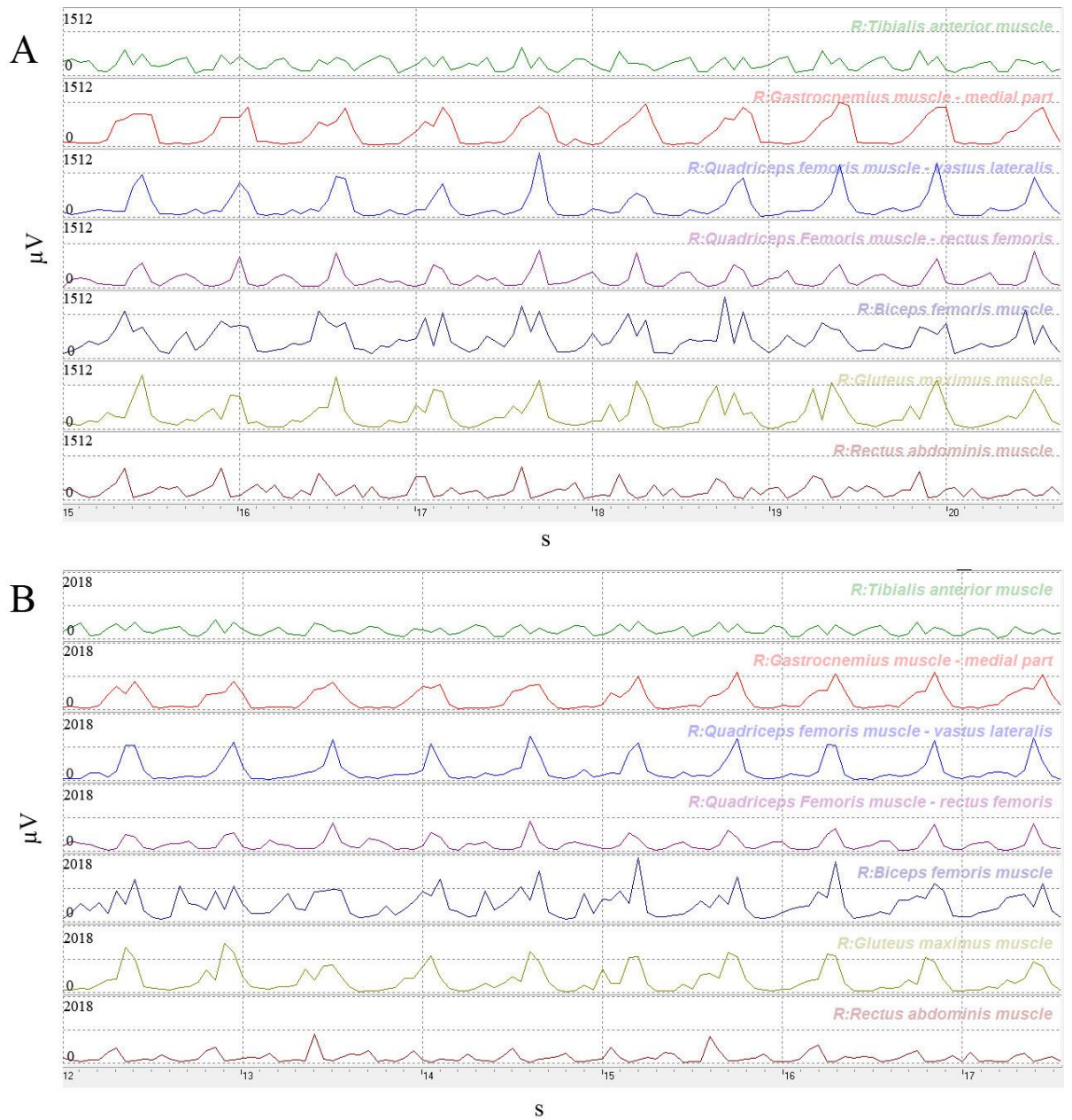
Deset pohybových cyklů běhu - sprintu před (A) a po (B) provedení SBC



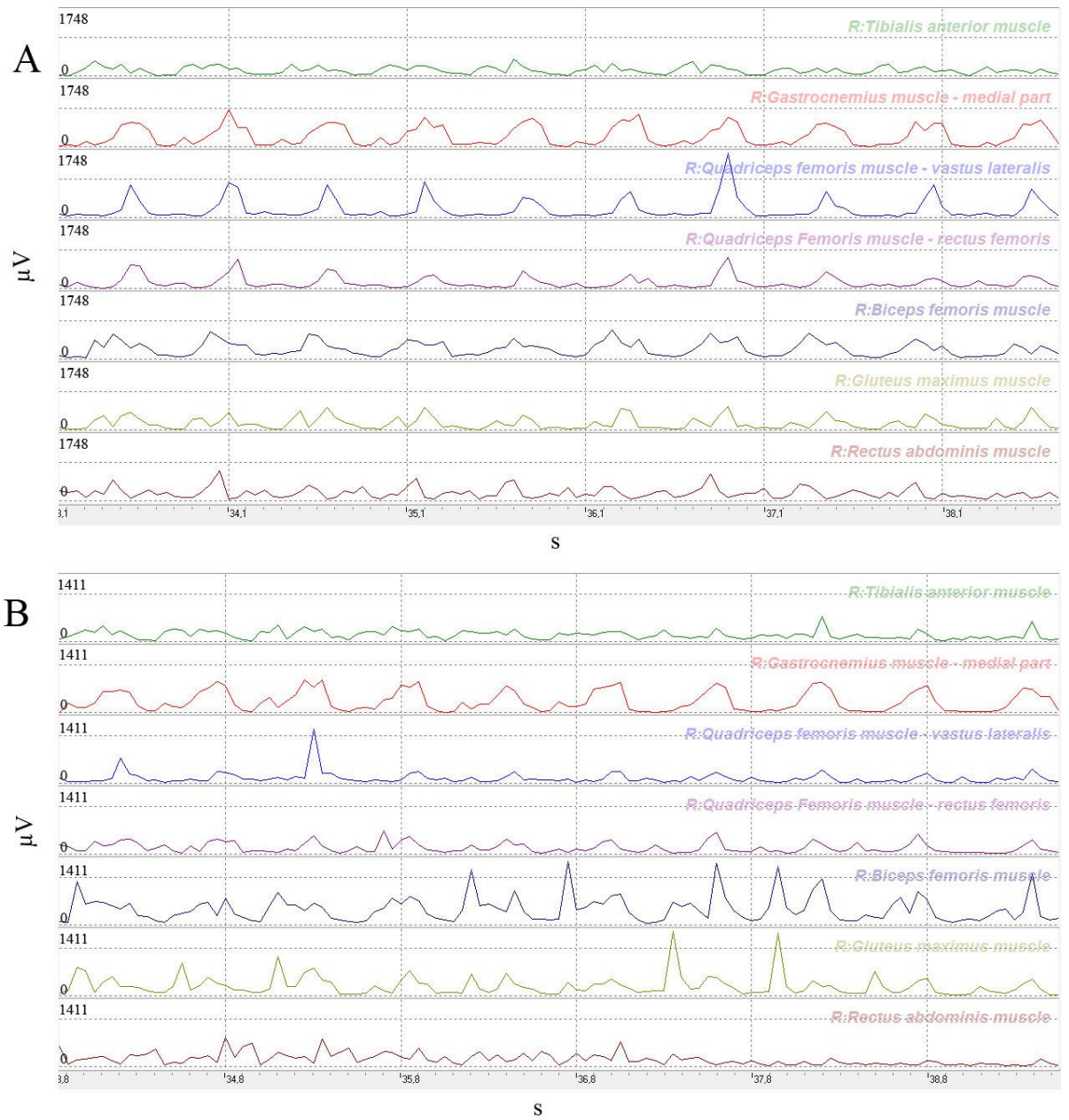
Obrázek 11.1 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 2 před (A) a po (B) provedení SBC



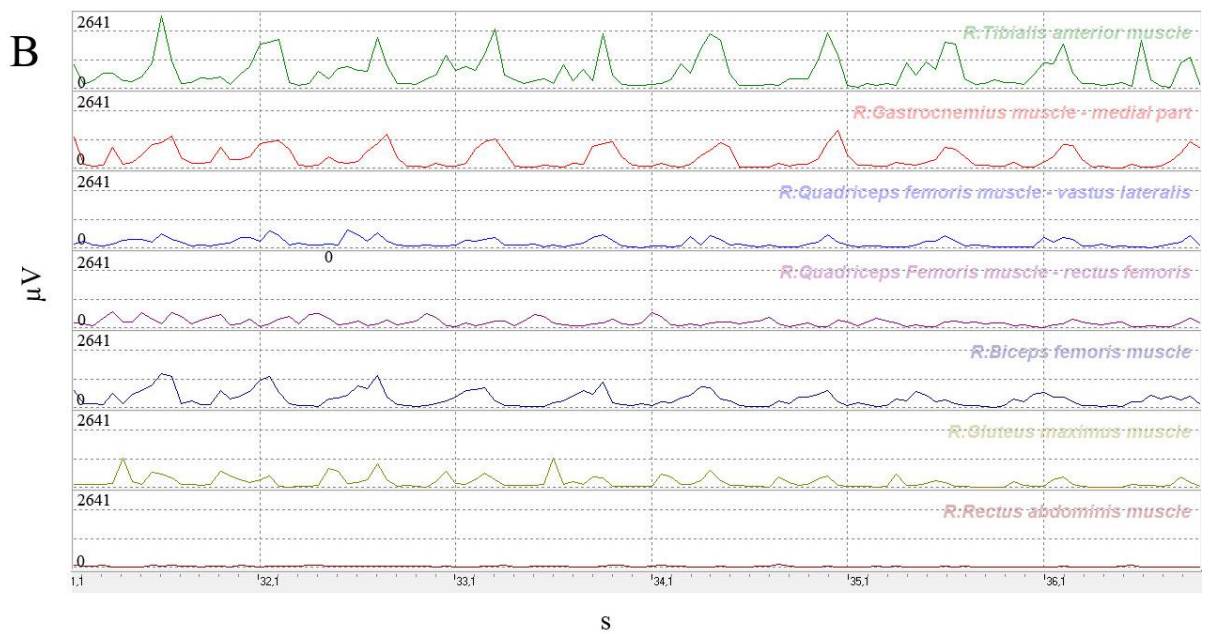
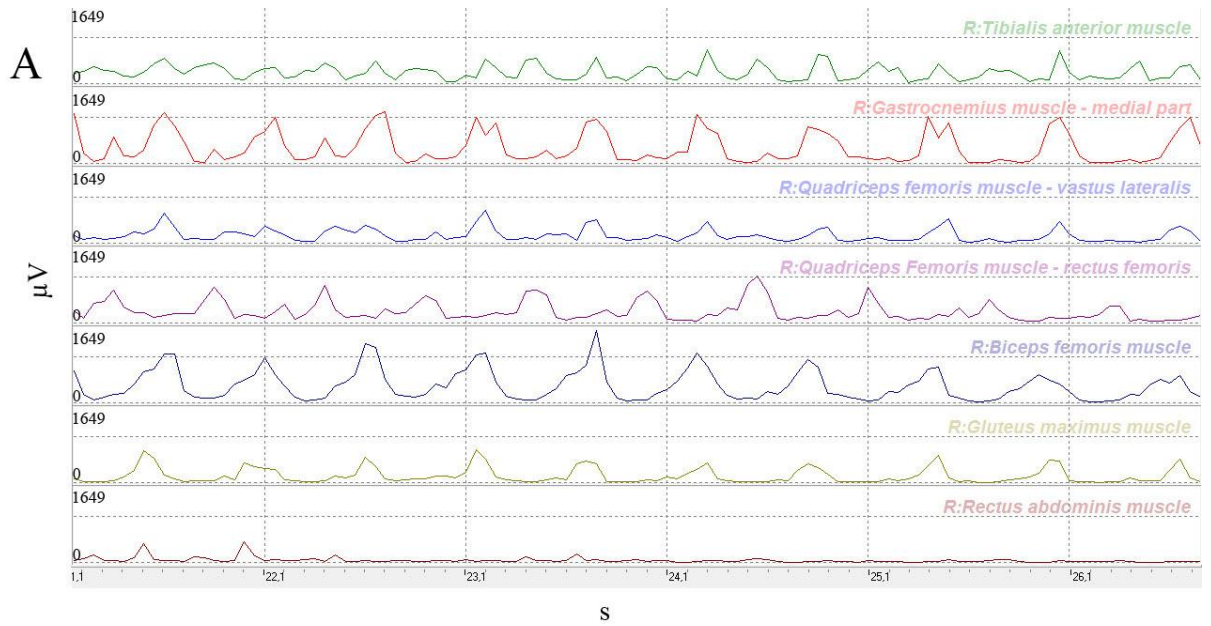
Obrázek 11.2 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 3 před (A) a po (B) provedení SBC



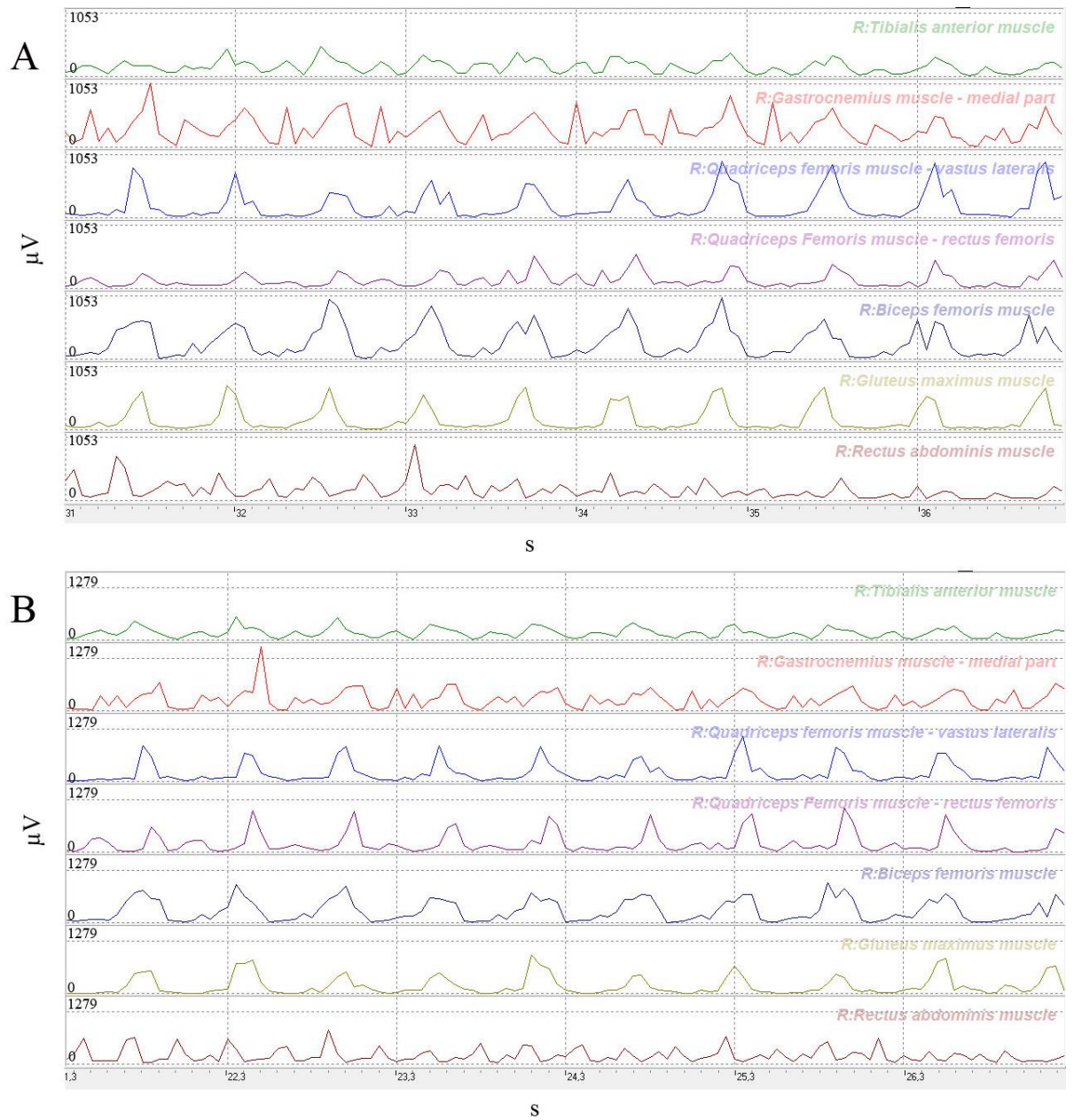
Obrázek 11.3 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 4 před (A) a po (B) provedení SBC



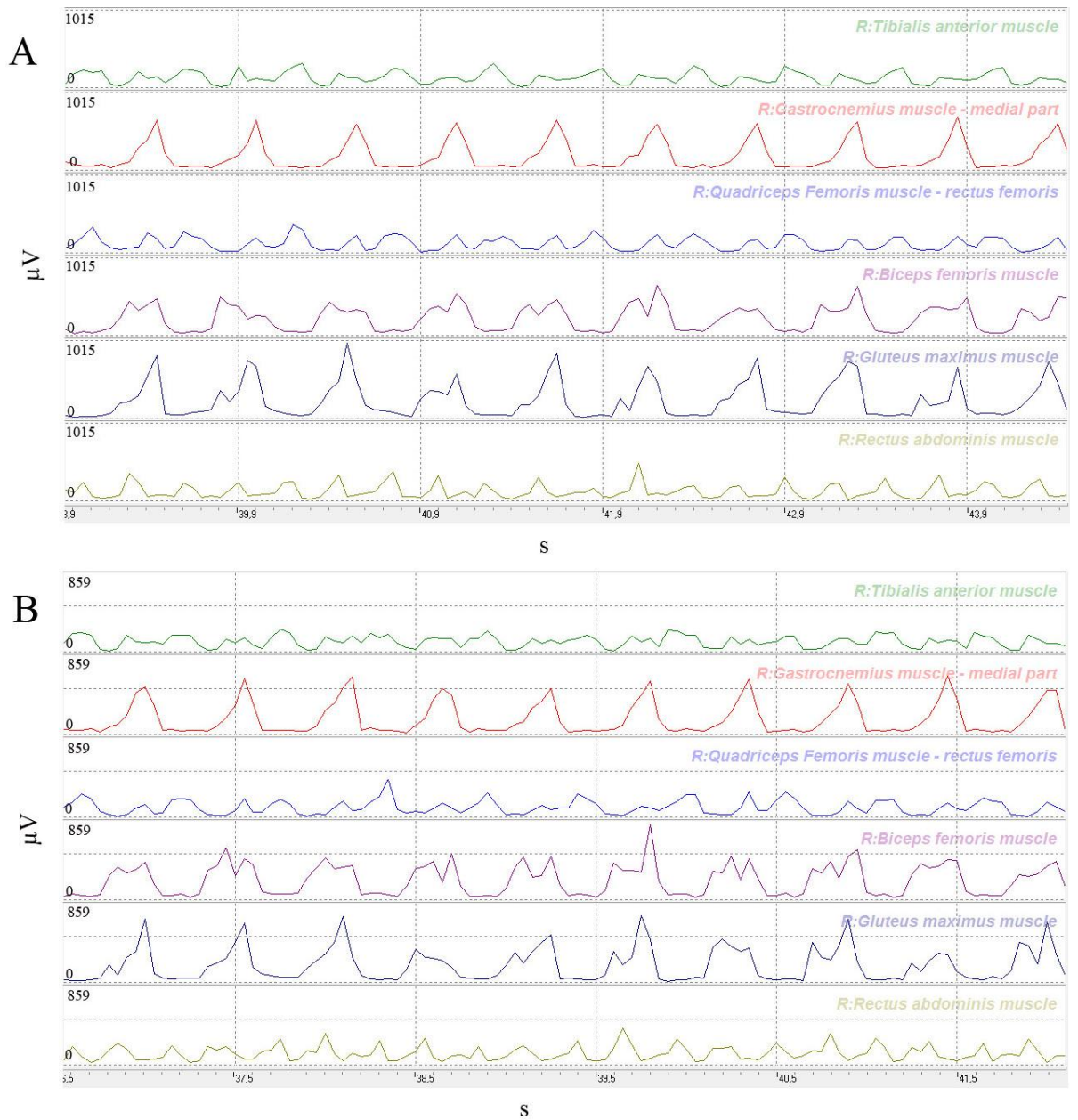
Obrázek 11.4 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 5 před (A) a po (B) provedení SBC



Obrázek 11.5 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 6 před (A) a po (B) provedení SBC



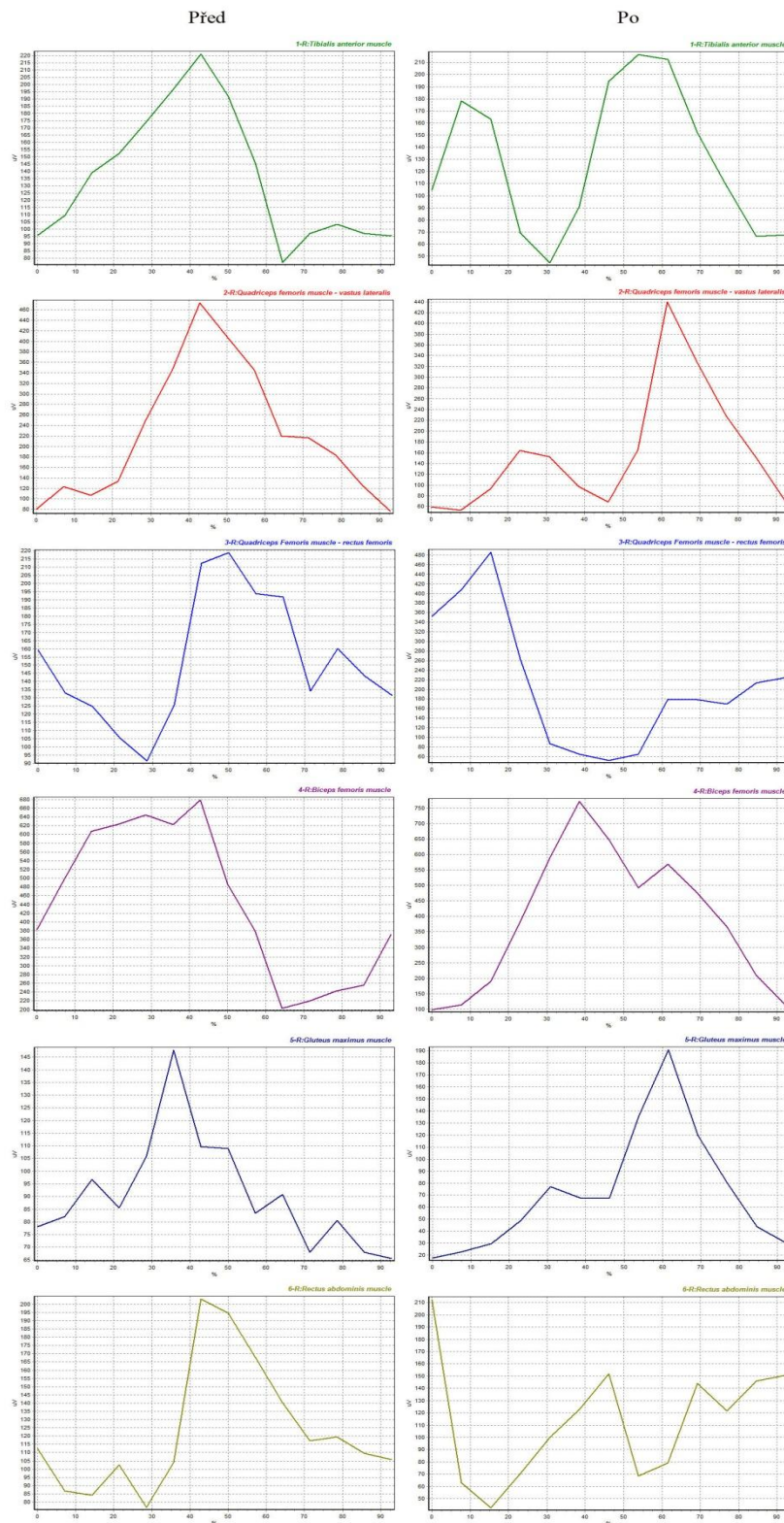
Obrázek 11.6 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 7 před (A) a po (B) provedení SBC



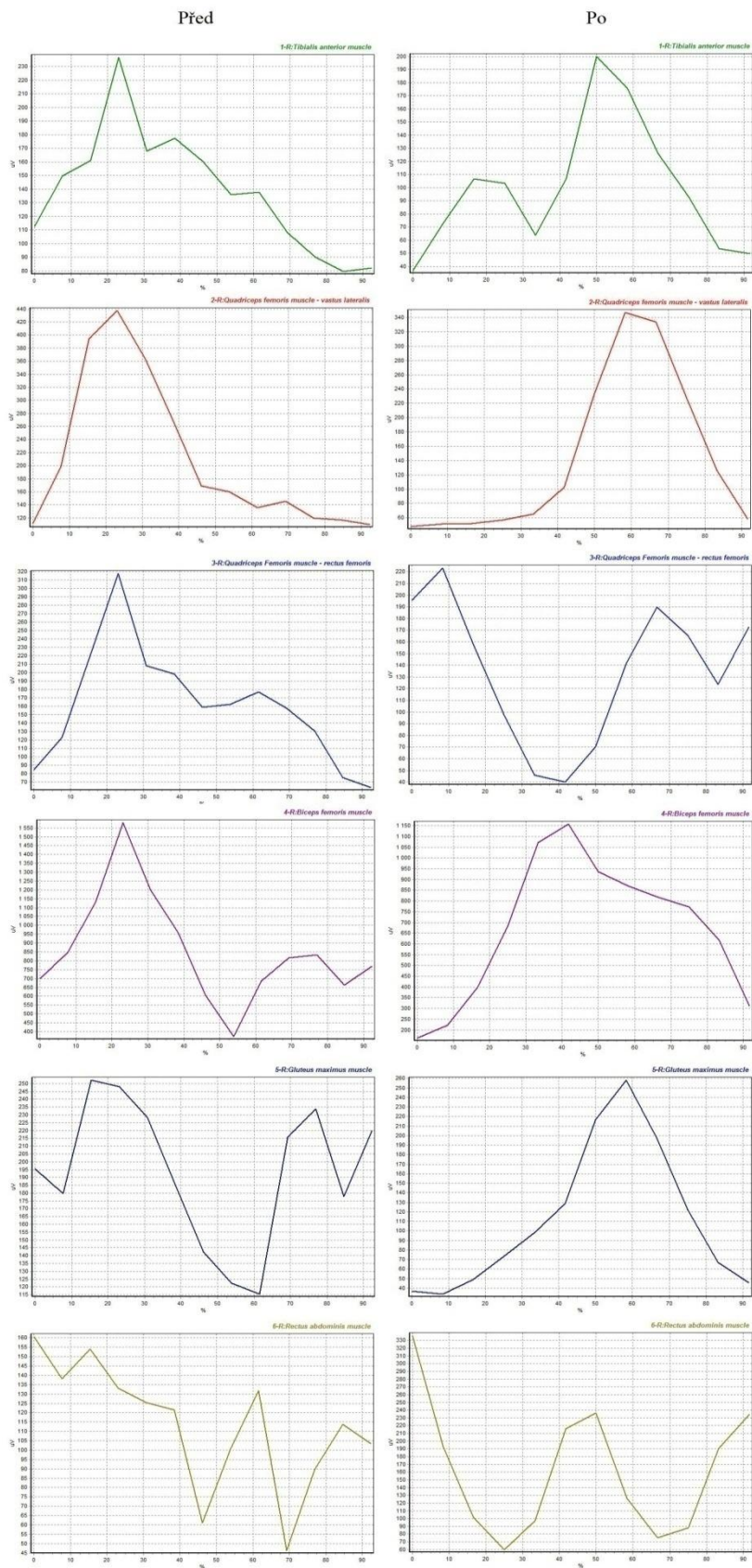
Obrázek 11.7 ukazuje 10 pohybových cyklů běhu - sprintu u probanda č. 8 před (A) a po (B) provedení SBC

Příloha II

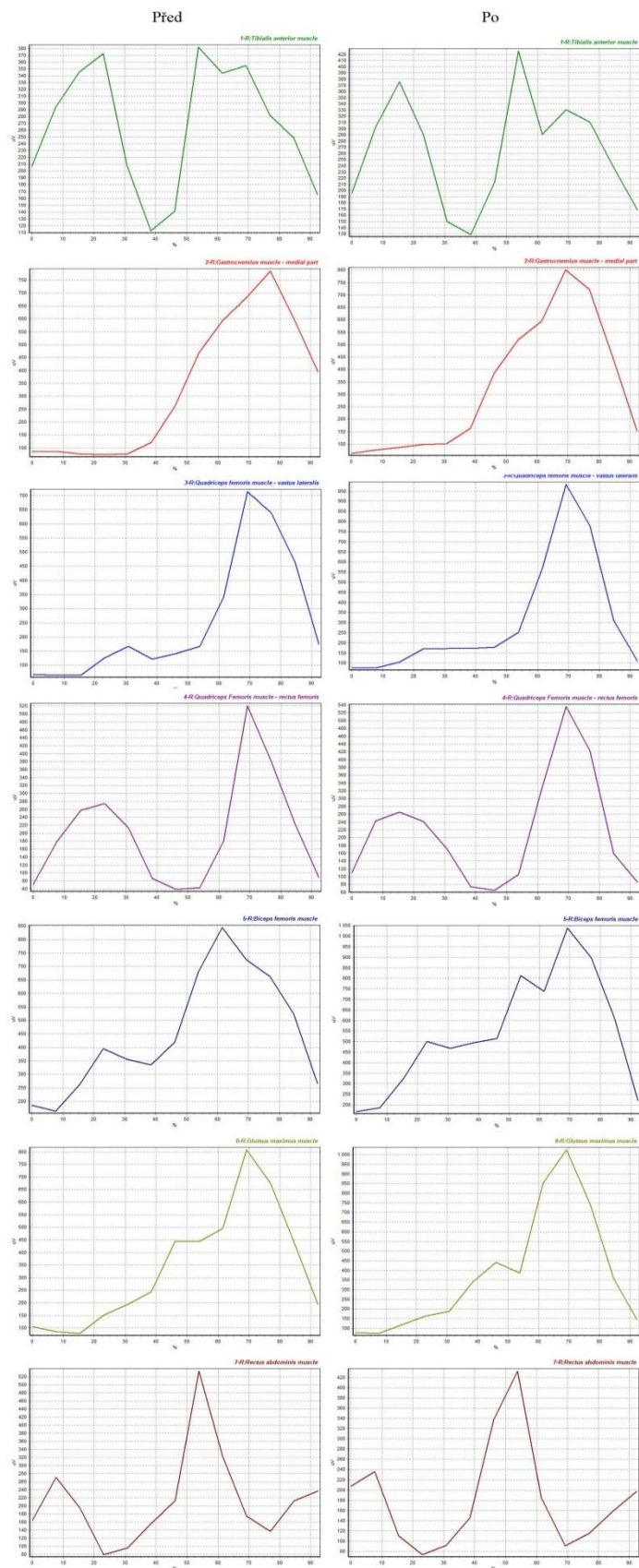
Průměrné EMG křivky 10 vybraných pohybových cyklů



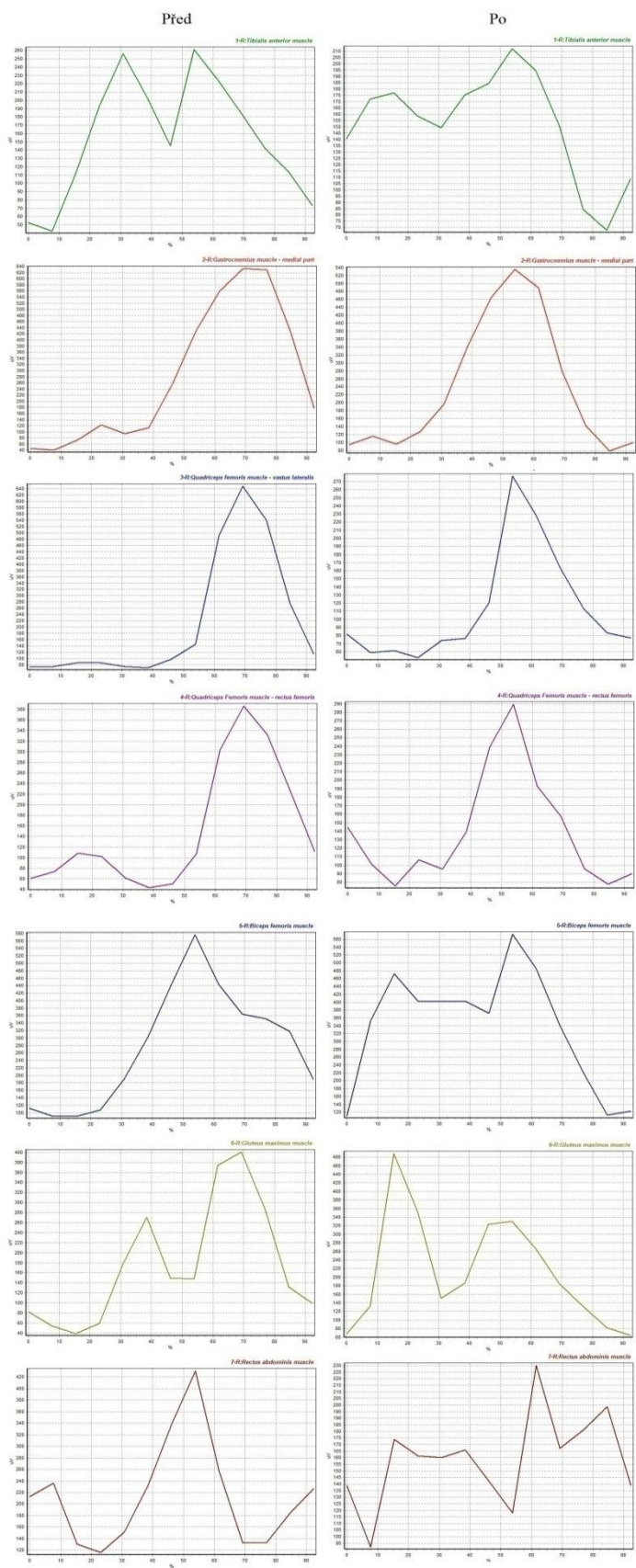
Obrázek 11.8 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 2



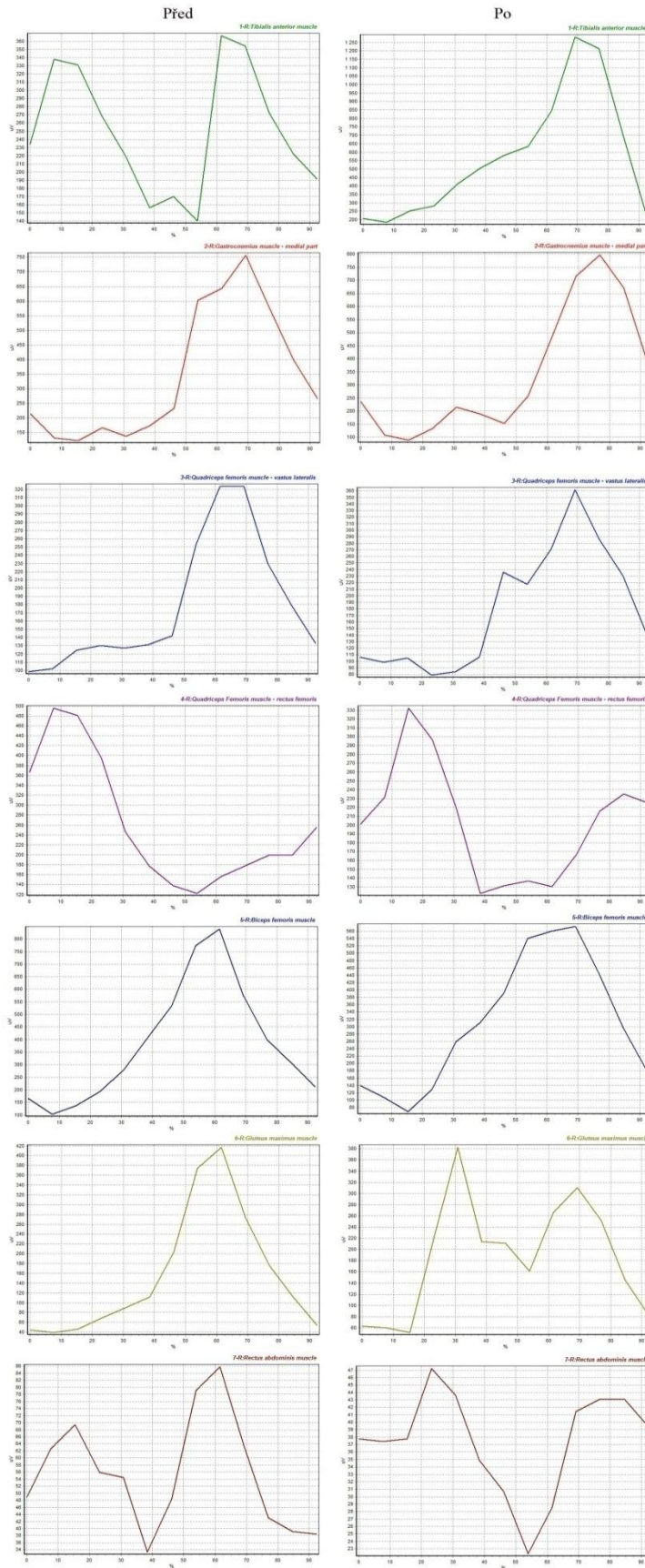
Obrázek 11.9 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 3



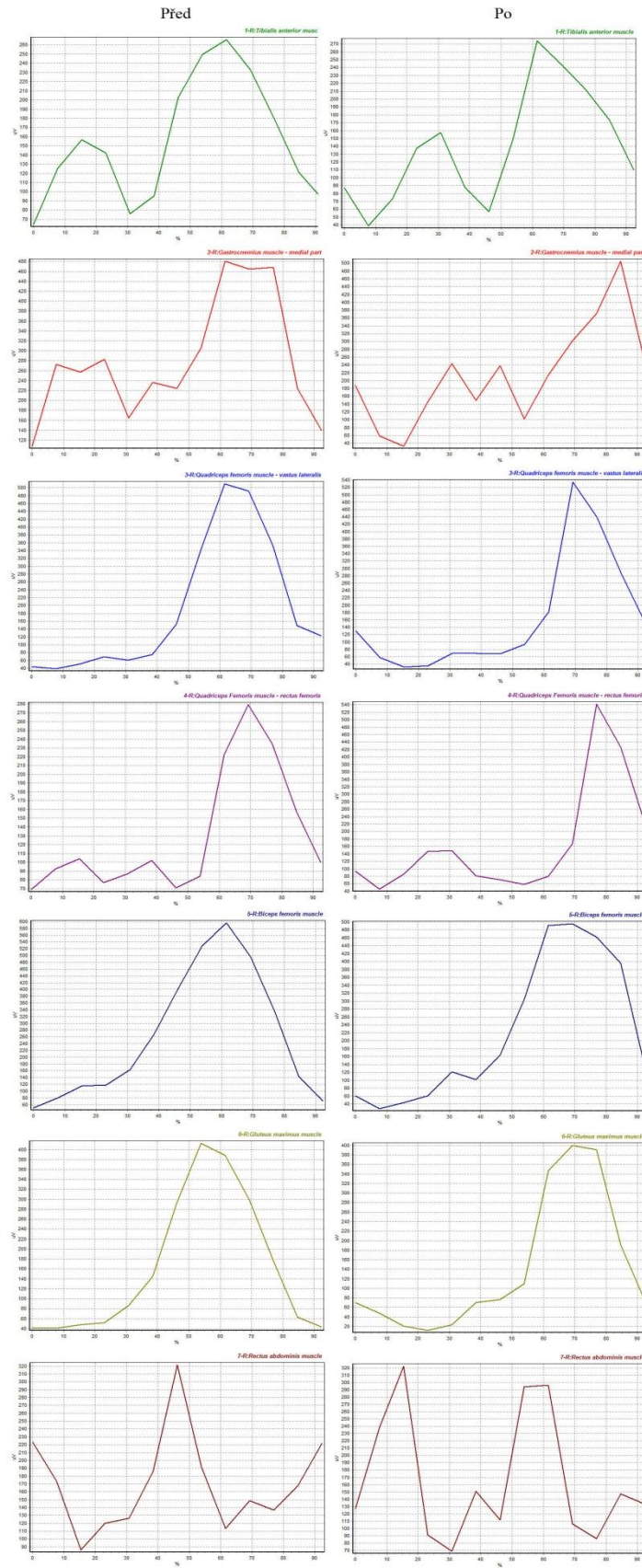
Obrázek 11.10 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 4



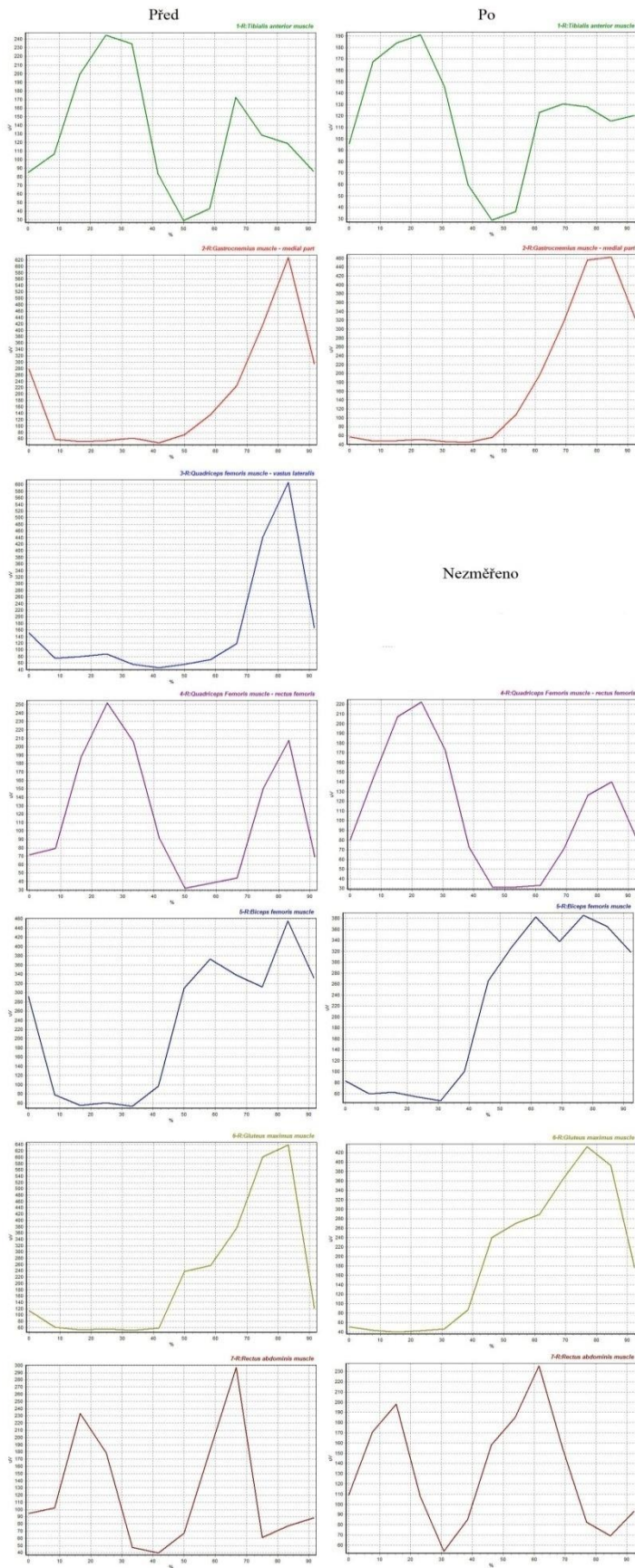
Obrázek 11.11 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 5



Obrázek 11.12 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 6



Obrázek 11.13 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 7



Obrázek 11.14 ukazuje průměrnou EMG křivku 10 vybraných pohybových cyklů u probanda č. 8

Příloha III

Základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů

Tabulka 11.1 ukazuje základní 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 11.2 ukazuje základní 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 11.3 ukazuje základní 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 11.4 ukazuje základní 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 11.5 ukazuje základní 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 11.6 ukazuje základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 7

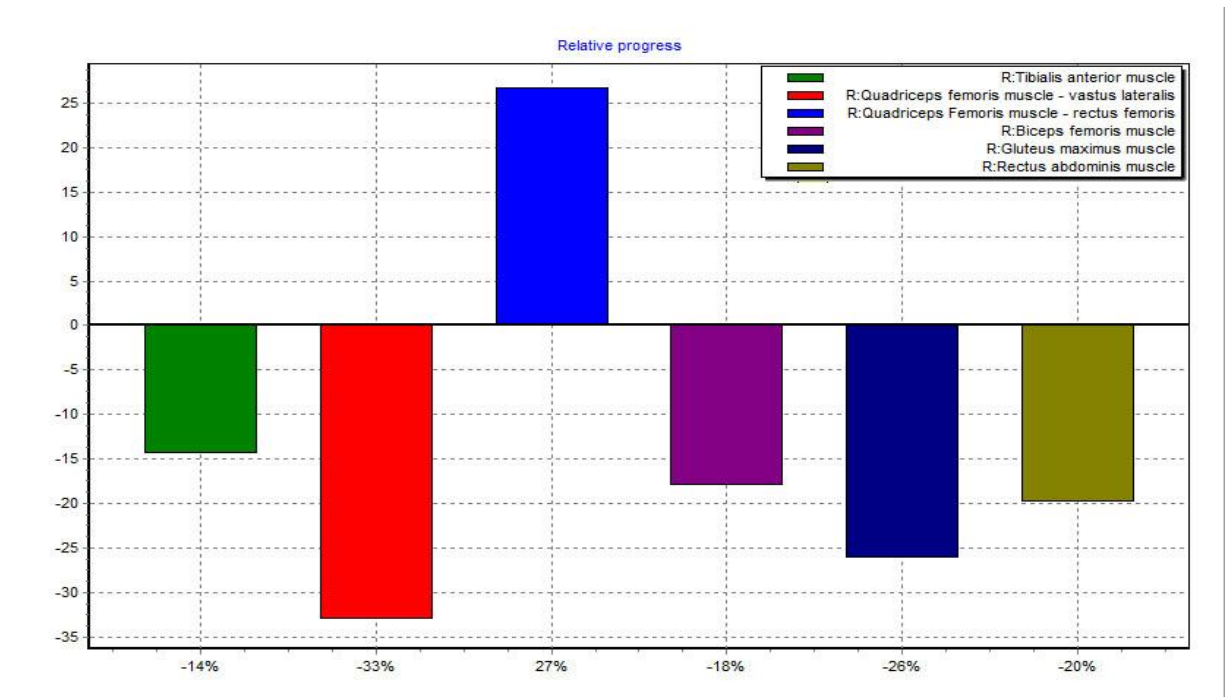
	Průměr (μV)		Minimum (μV)		Maximum (μV)		Plocha po křivkou (μVs)		Medián (μV)	
	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC
<i>M. tibialis anterior</i>	158	142	23	24	472	444	929	841	154	137
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	290	218	22	23	1003	1220	1701	1295	242	195
<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 11.7 ukazuje základní hodnoty získané z 10 pohybových cyklů u probanda č. 8

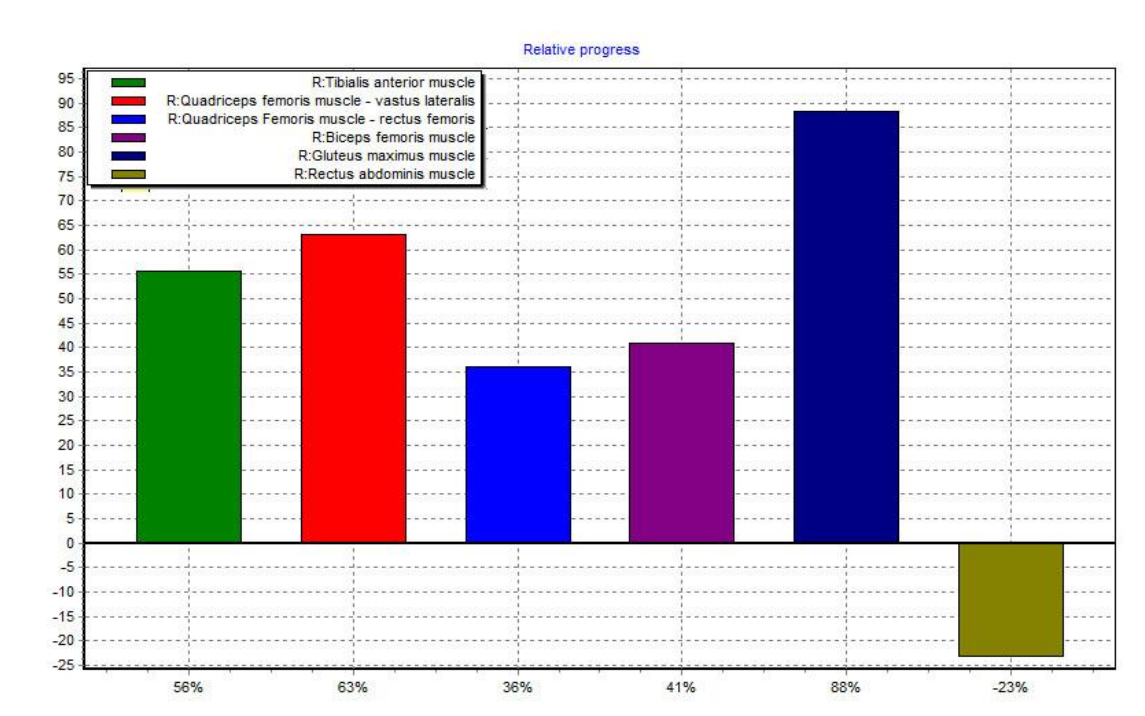
	Průměr (μV)		Minimum (μV)		Maximum (μV)		Plocha po křivkou (μVs)		Medián (μV)	
	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC	Před SBC	Po SBC
<i>M. tibialis anterior</i>	131	117	15	14	313	247	723	652	122	117
<i>M. gastrocnemius medialis</i>	185	172	33	24	694	641	1022	962	83	68
<i>M. 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

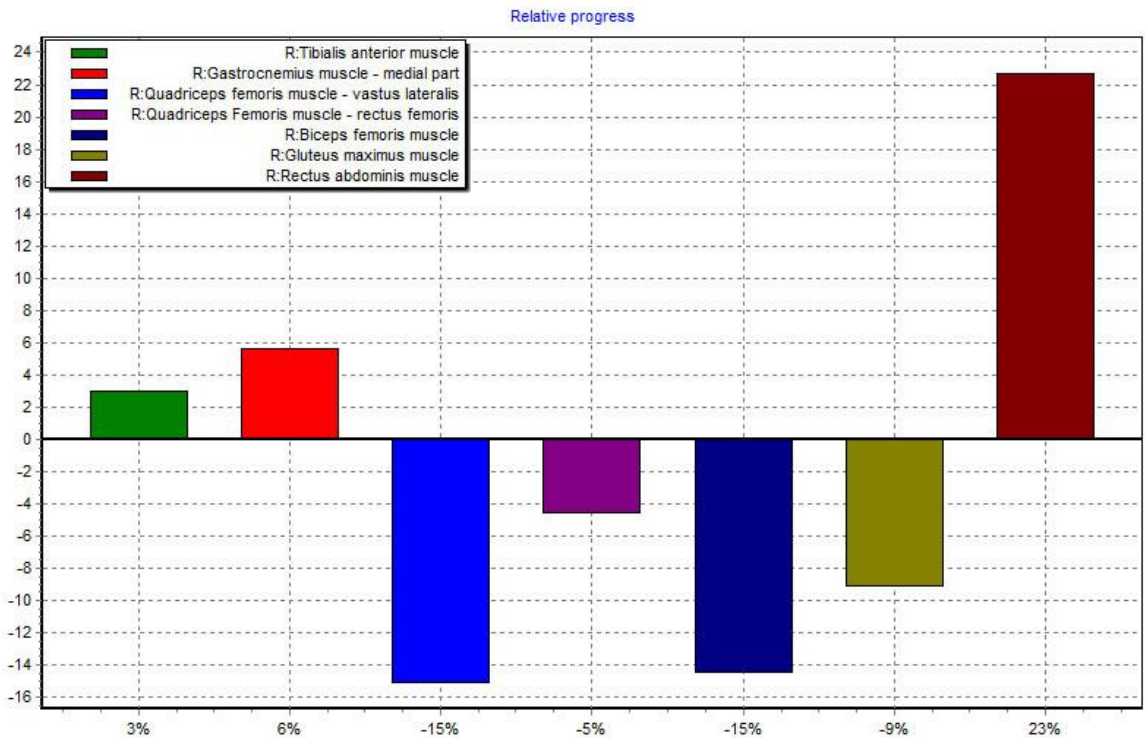
Změny podílů ploch pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC



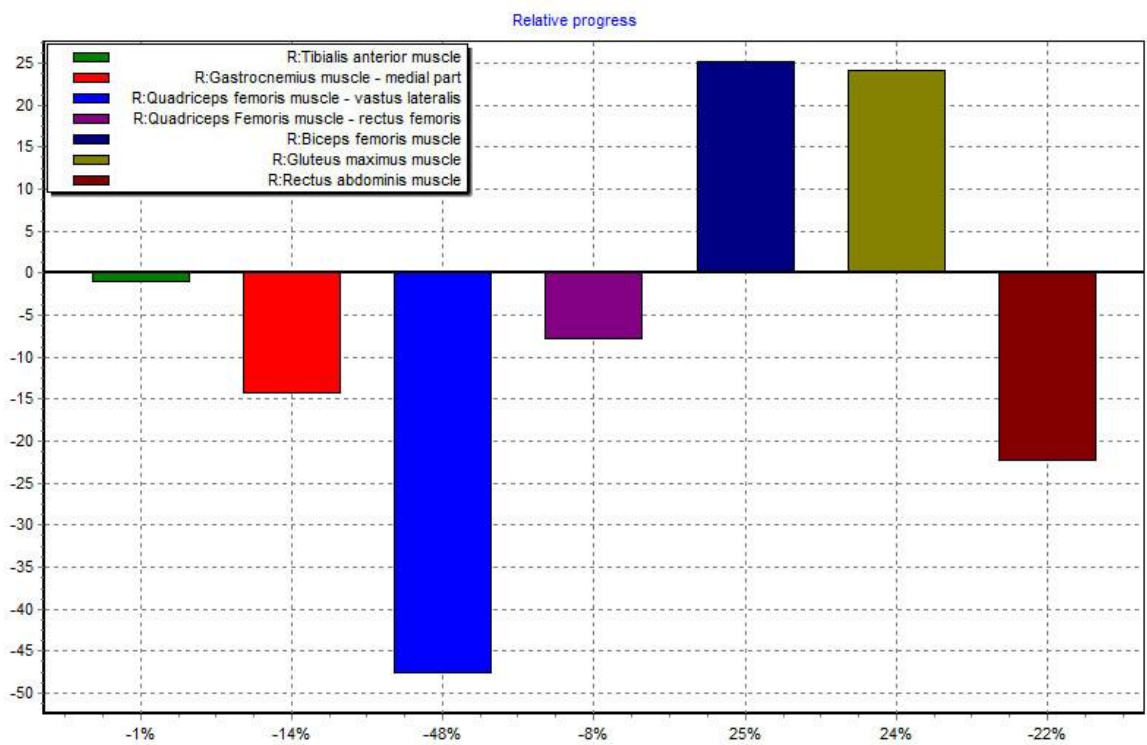
Obrázek 11.15 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 2



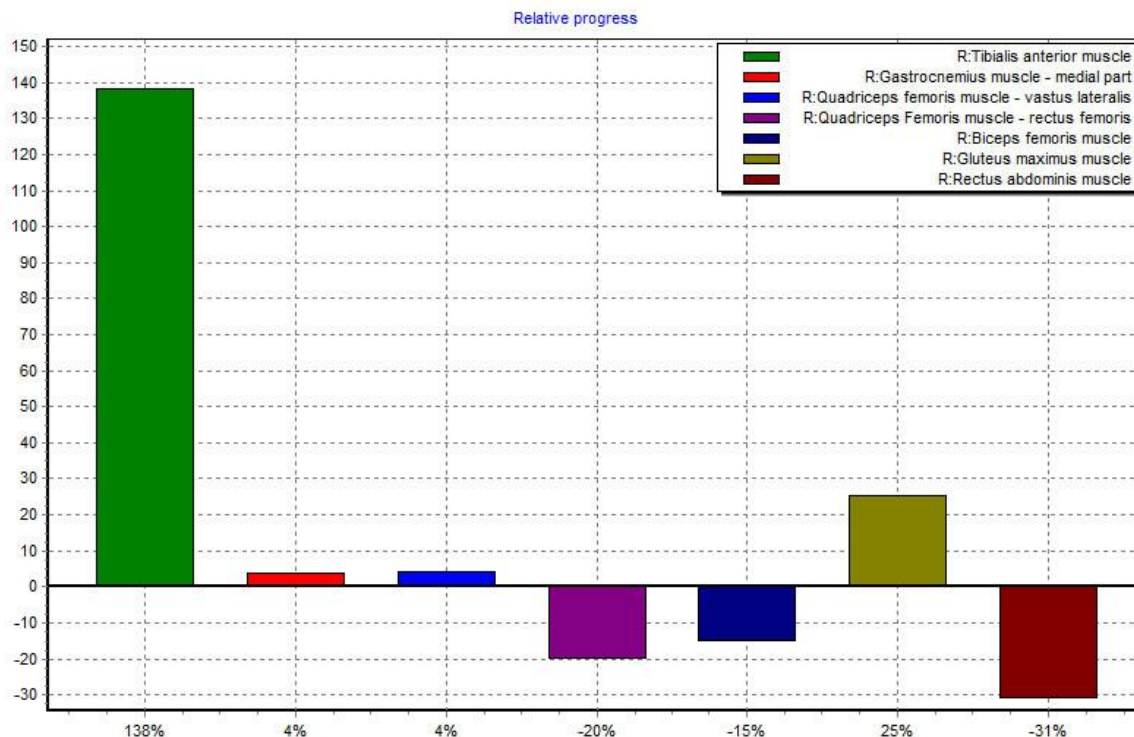
Obrázek 11.16 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 3



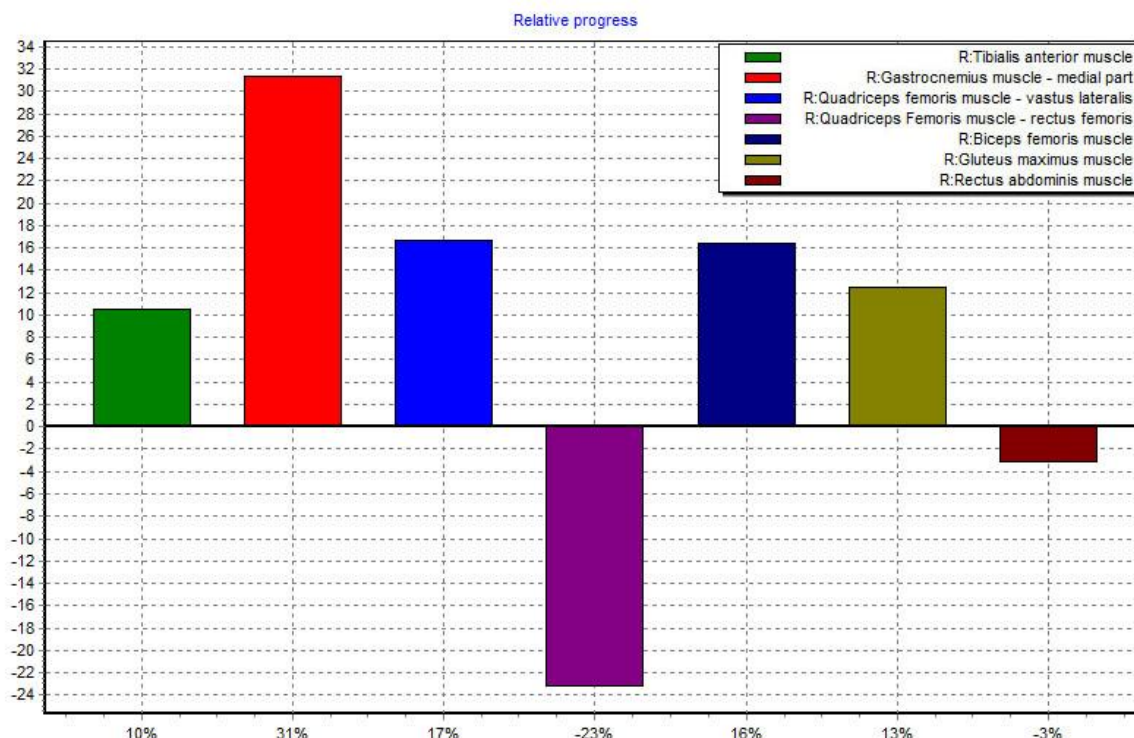
Obrázek 11.17 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 4



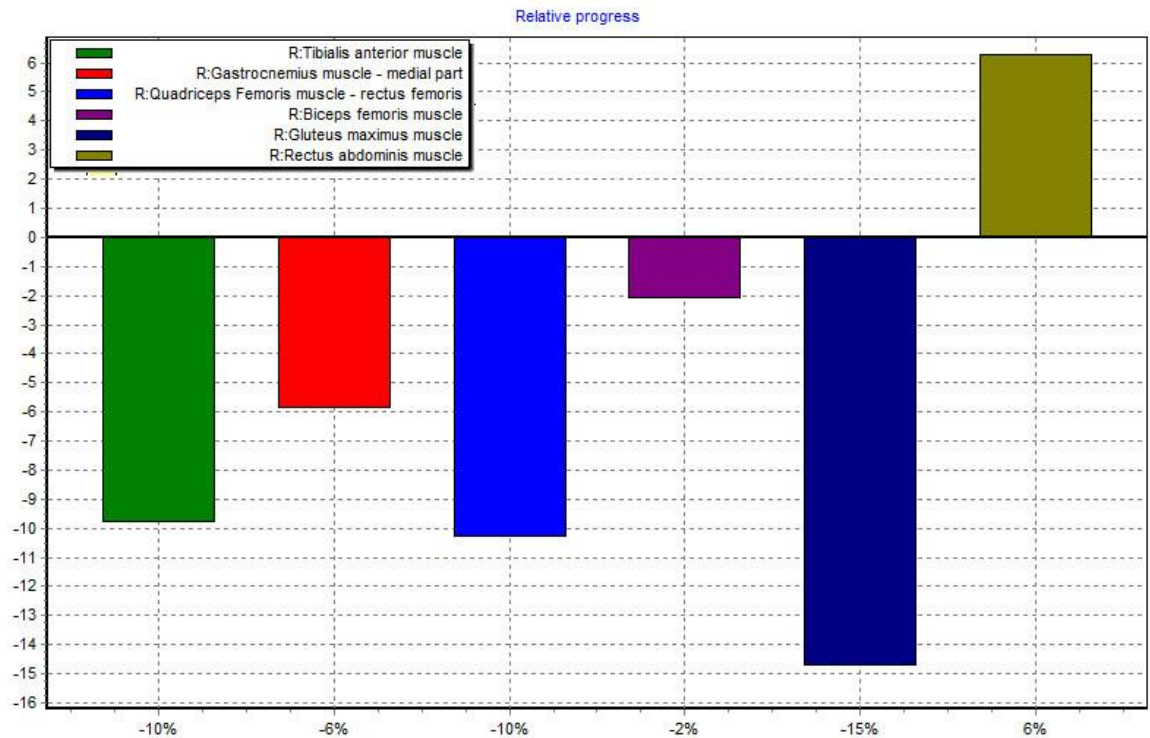
Obrázek 11.18 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 5



Obrázek 11.19 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 6



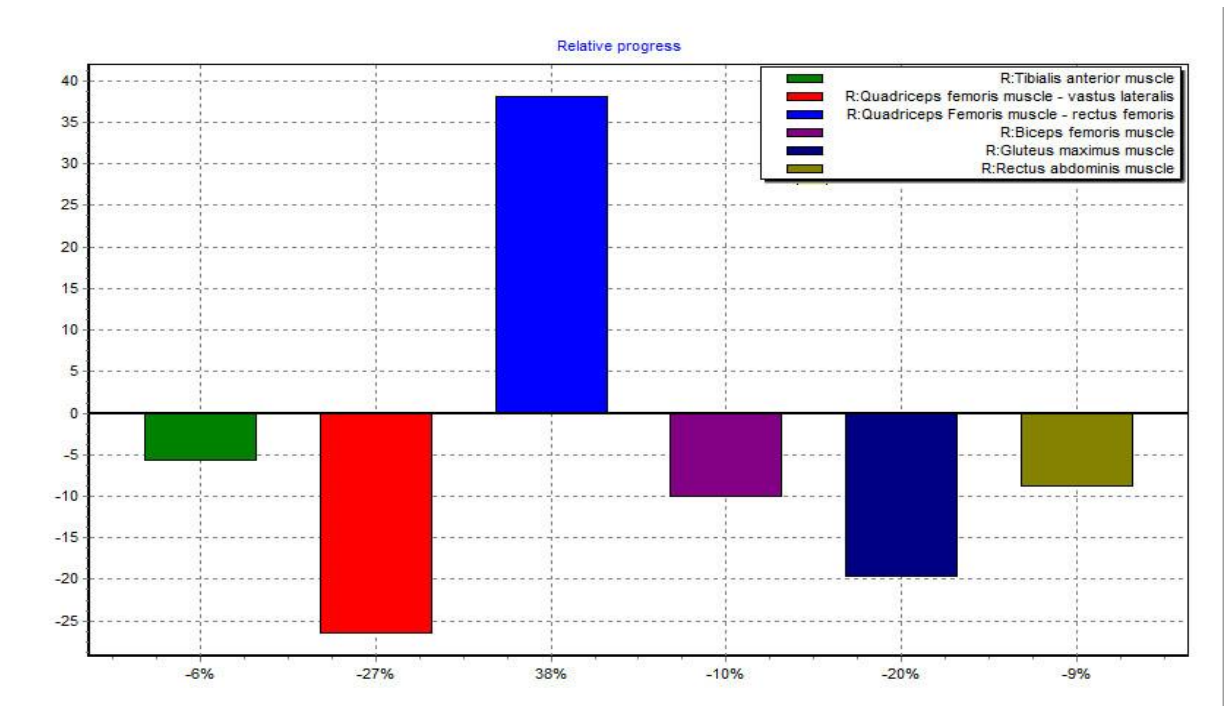
Obrázek 11.20 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 7



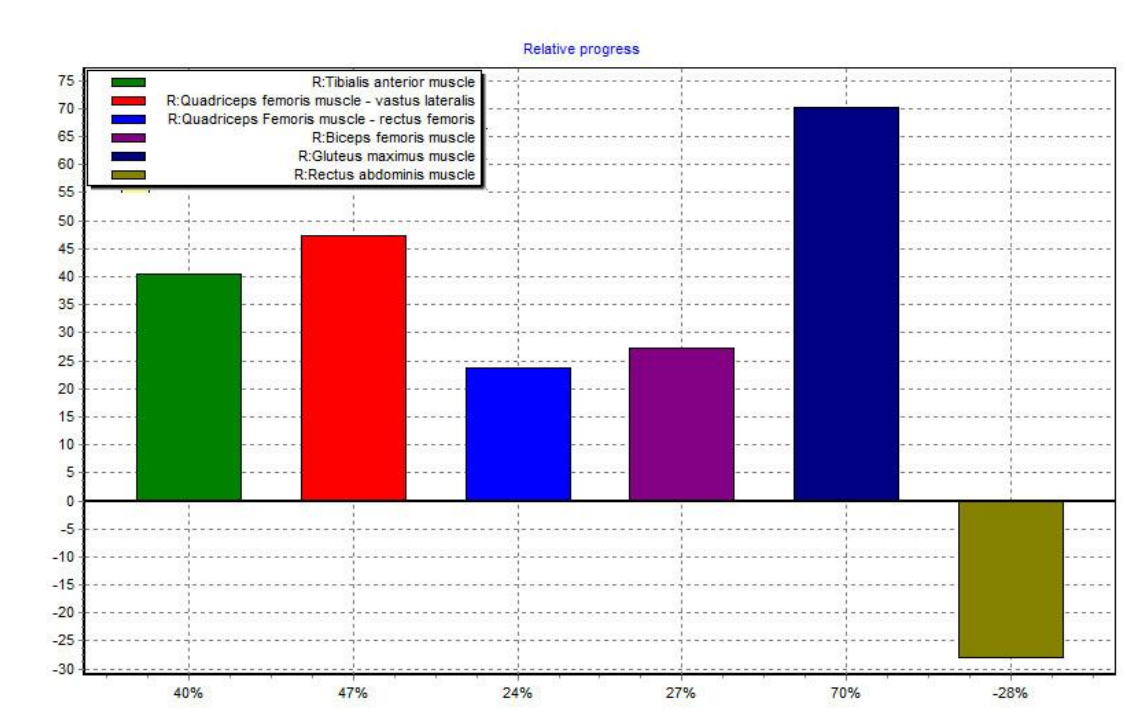
Obrázek 11.21 ukazuje změnu plochy pod EMG křivkou jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 8

Příloha V

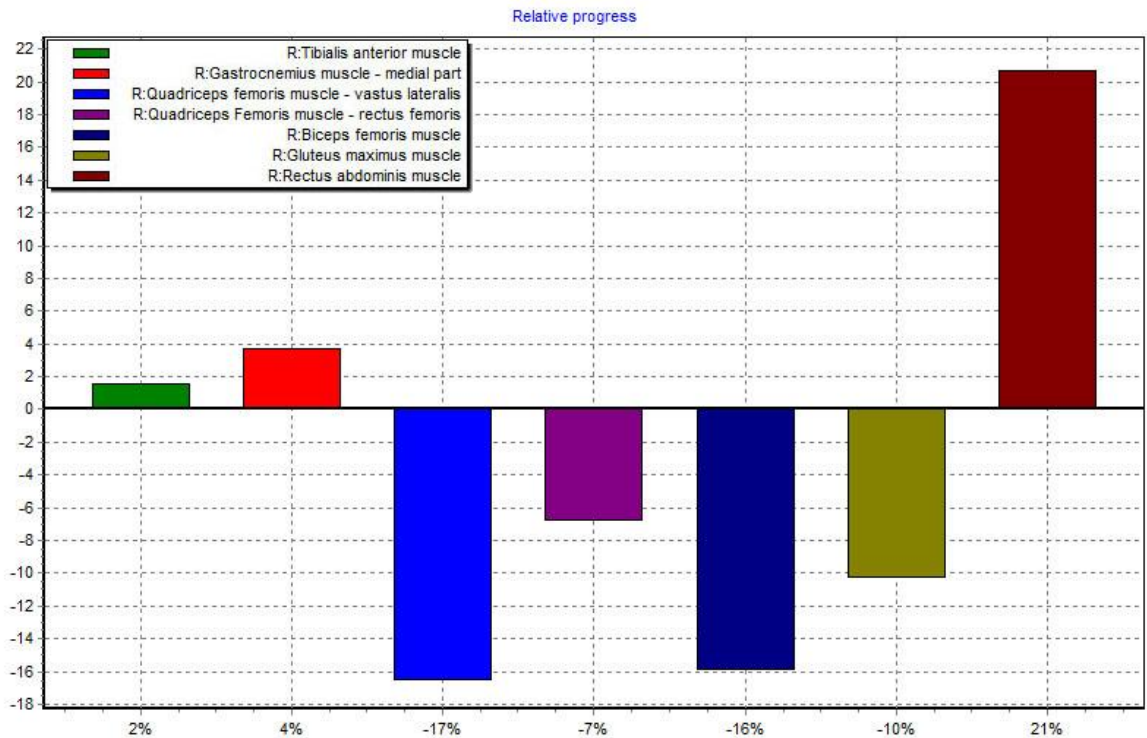
Změny hrubých inervací (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC



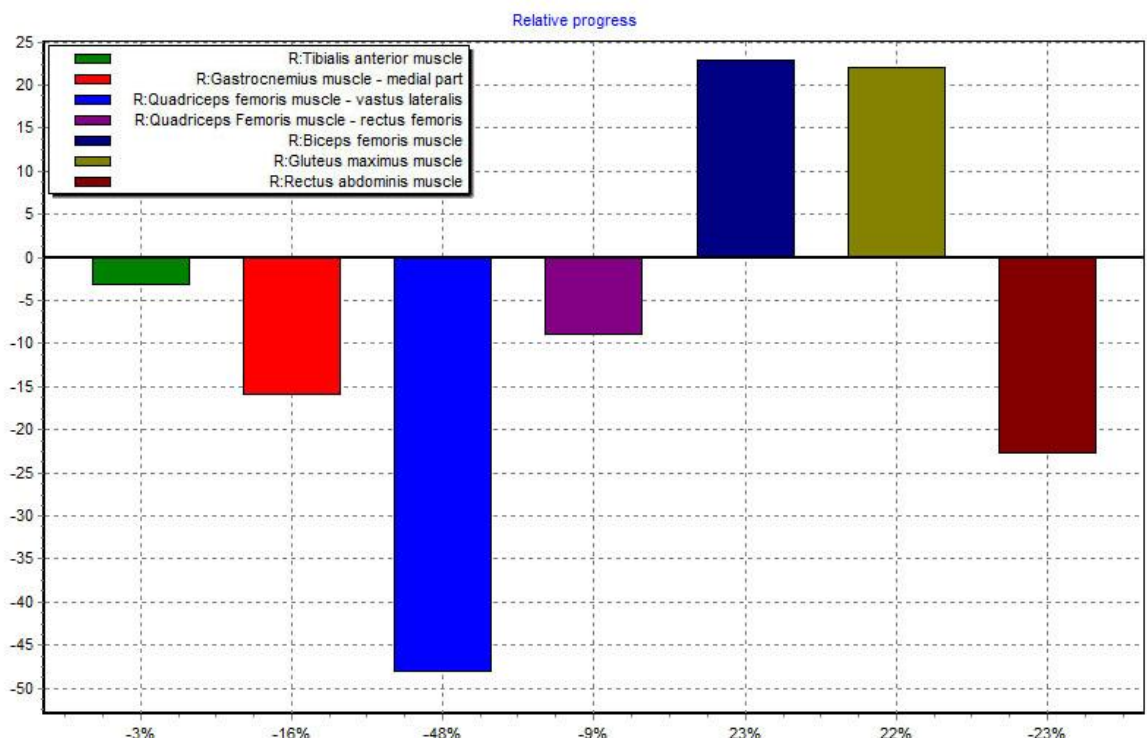
Obrázek 11.22 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 2



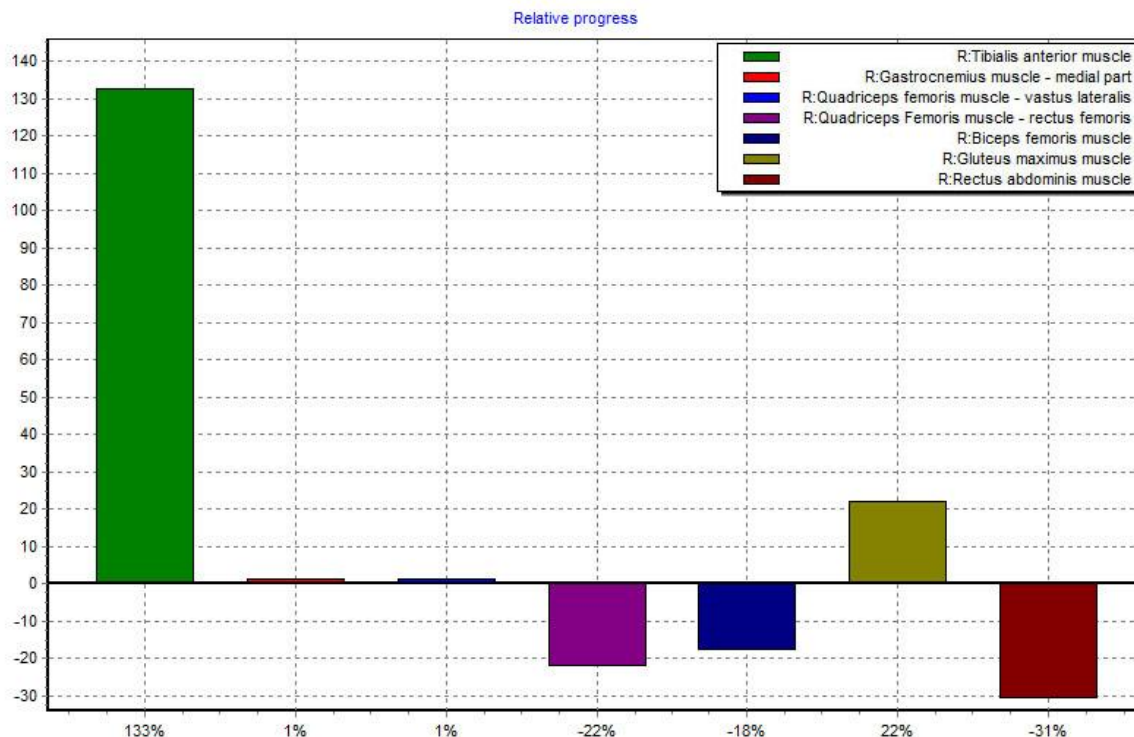
Obrázek 11.23 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 3



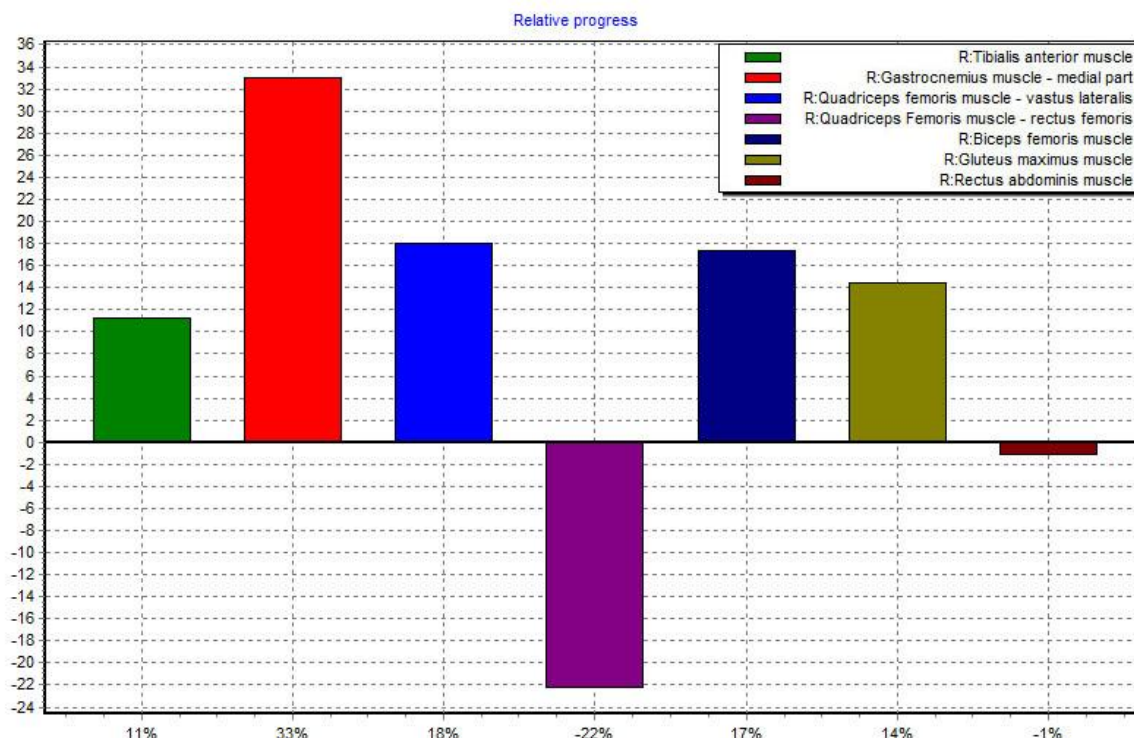
Obrázek 11.24 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 4



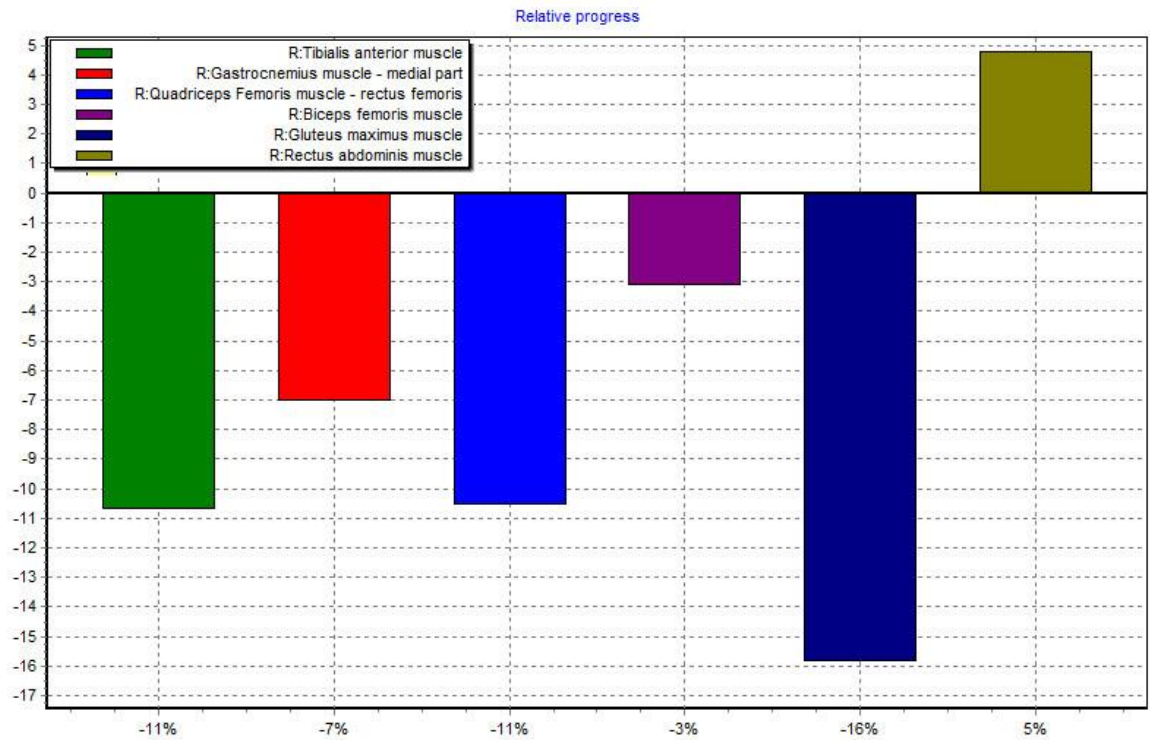
Obrázek 11.25 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 5



Obrázek 11.26 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 6



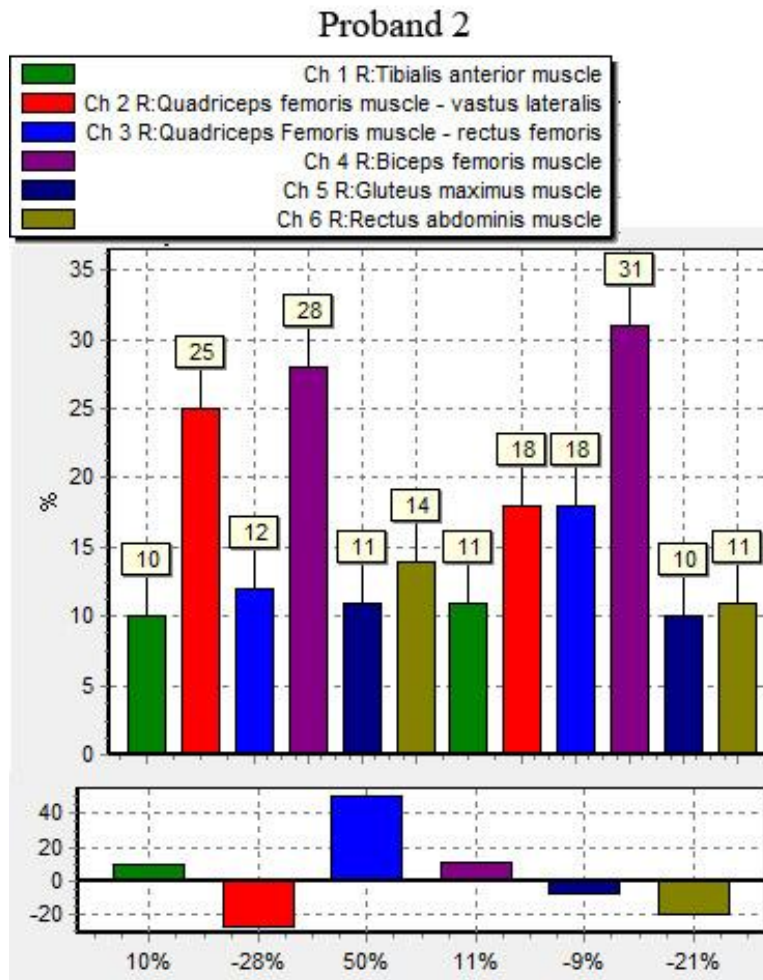
Obrázek 11.27 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 7



Obrázek 11.28 ukazuje změnu hrubé inervace (průměru EMG) jednotlivých svalů běhu po SBC k běhu před SBC u probanda č. 8

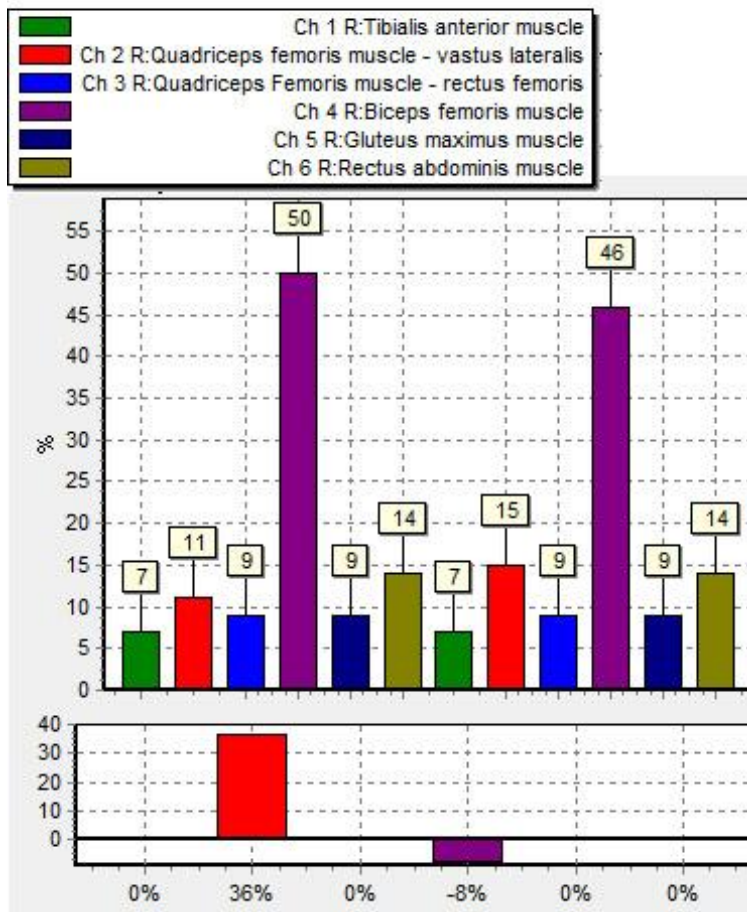
Příloha VI

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



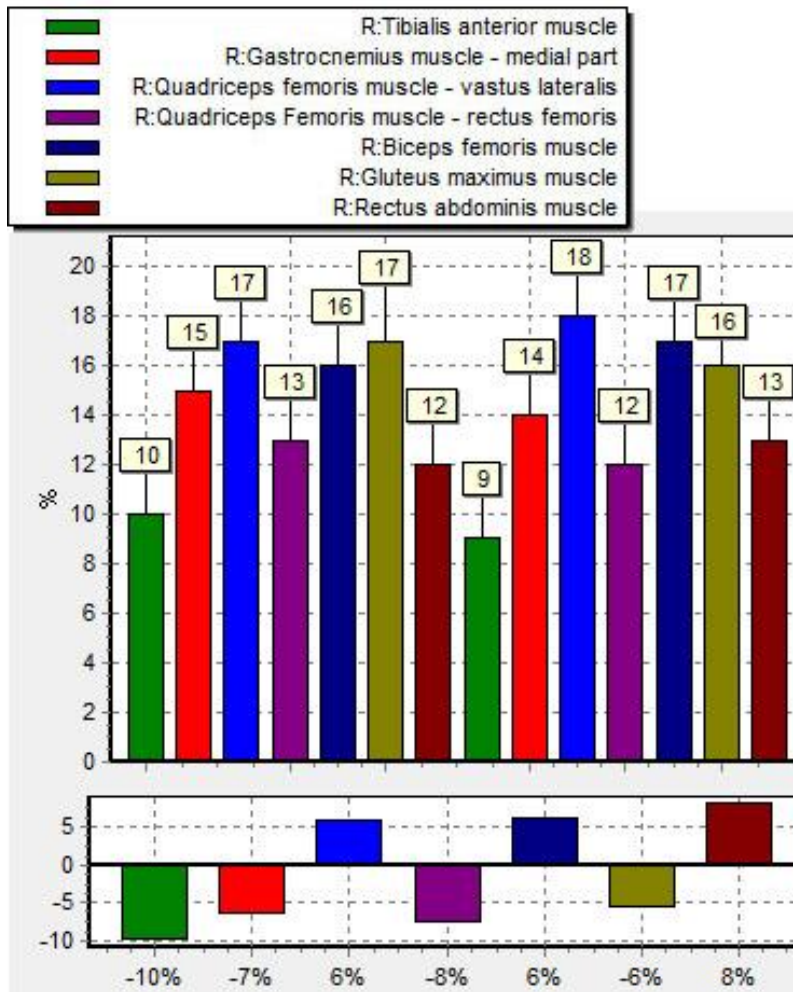
Obrázek 11.29 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu vrcholů jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 2

Proband 3



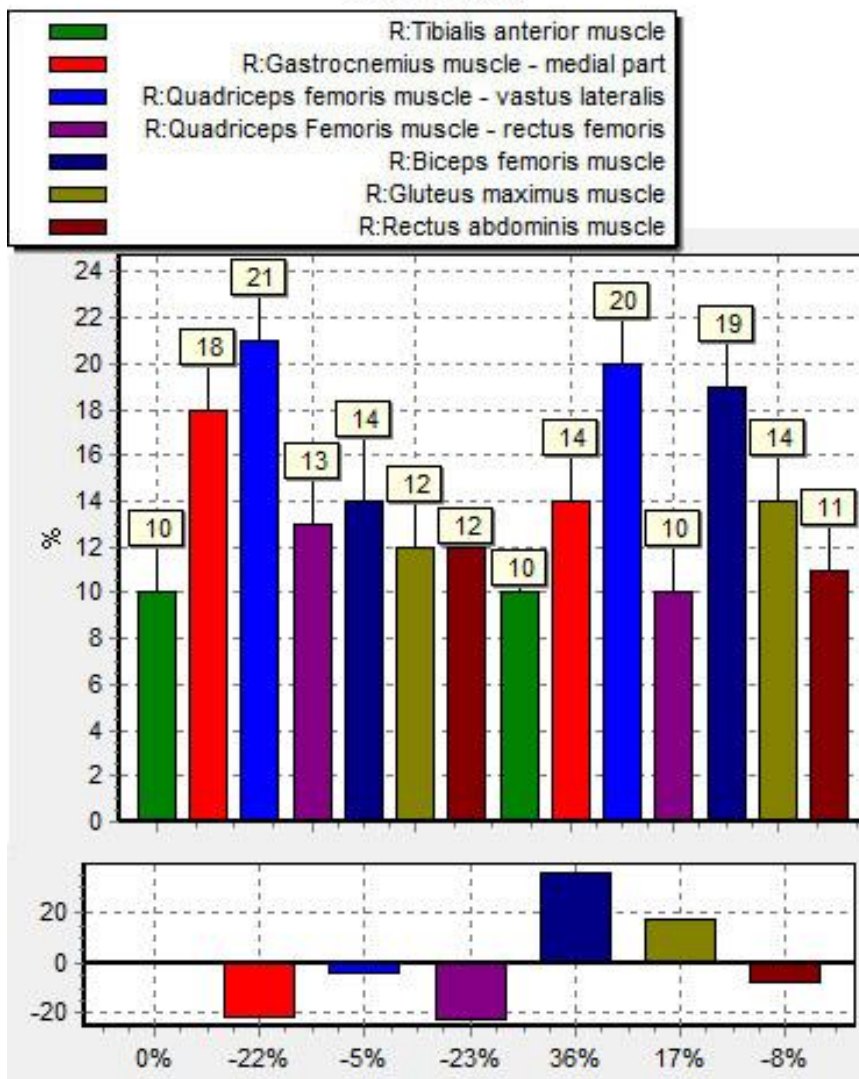
Obrázek 11.30 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 3

Proband 4



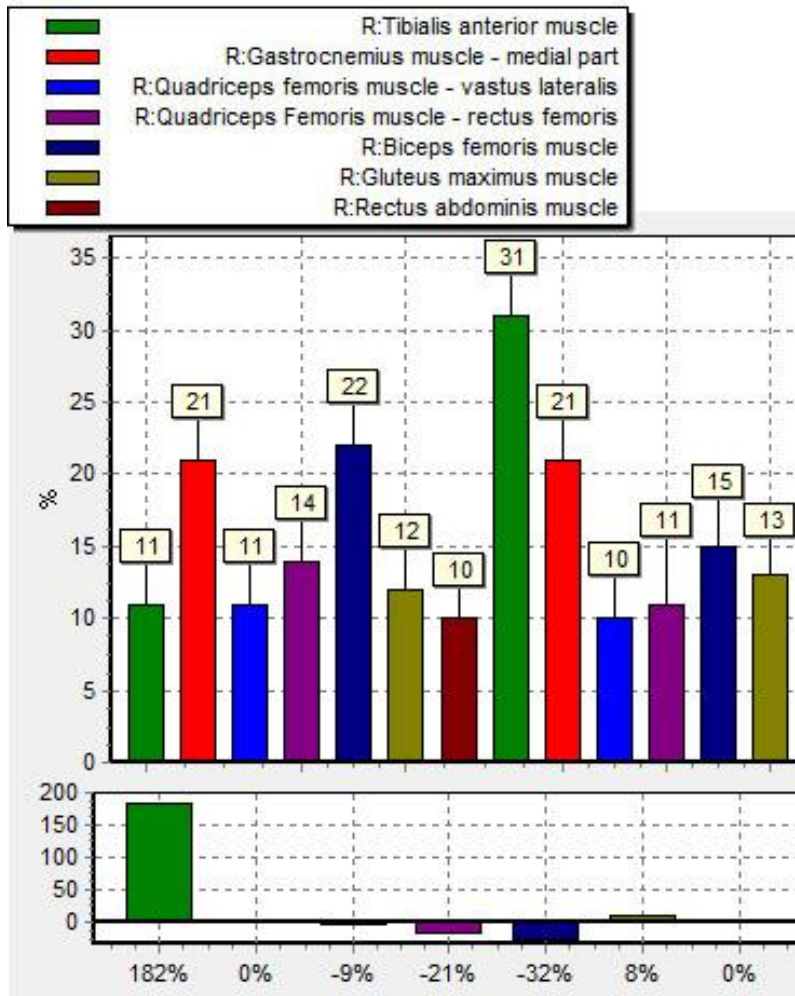
Obrázek 11.31 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 4

Proband 5



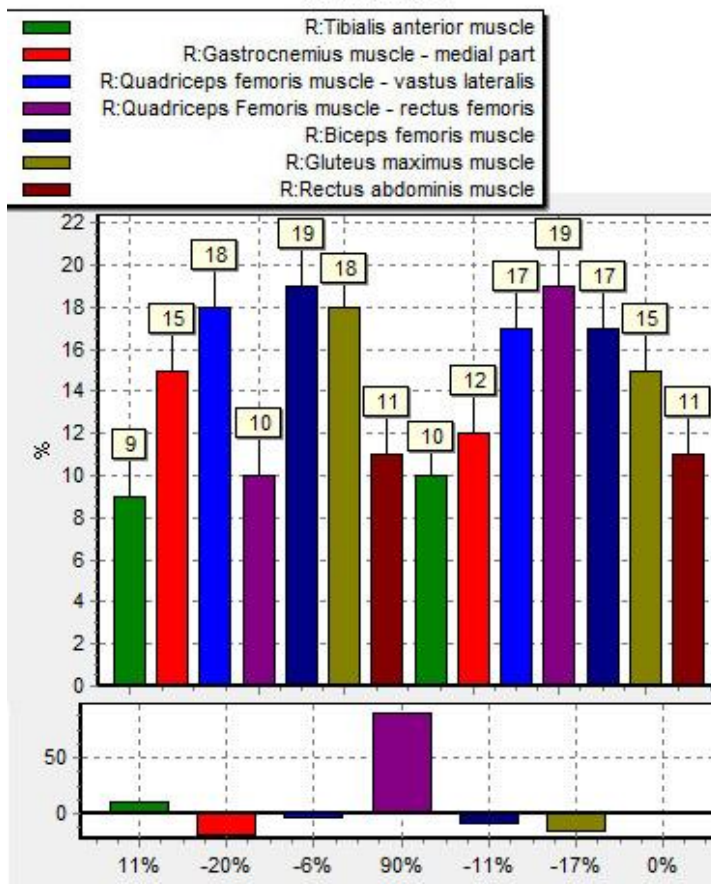
Obrázek 11.32 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 5

Proband 6



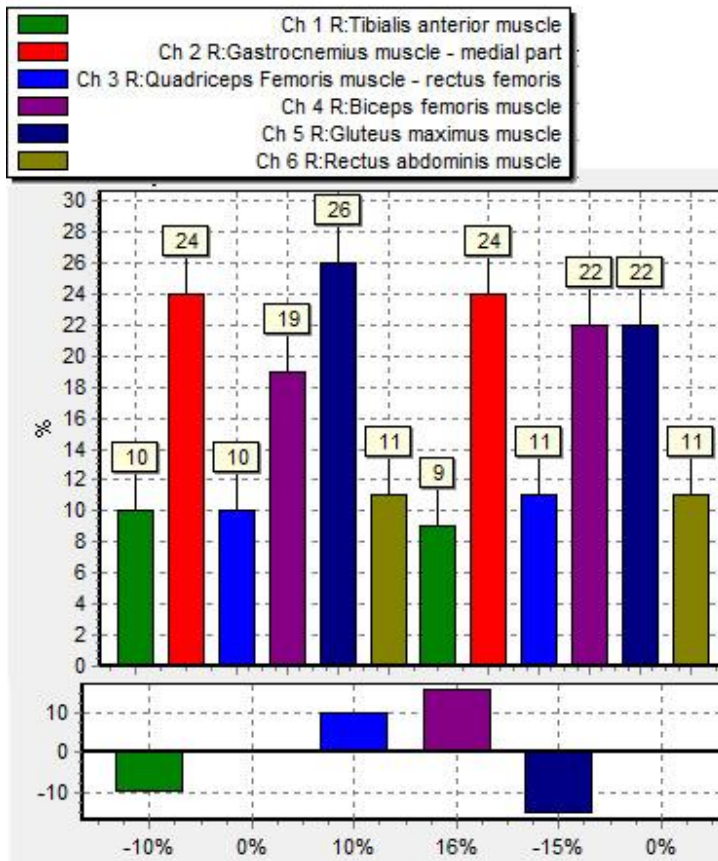
Obrázek 11.33 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 6

Proband 7



Obrázek 11.34 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 7

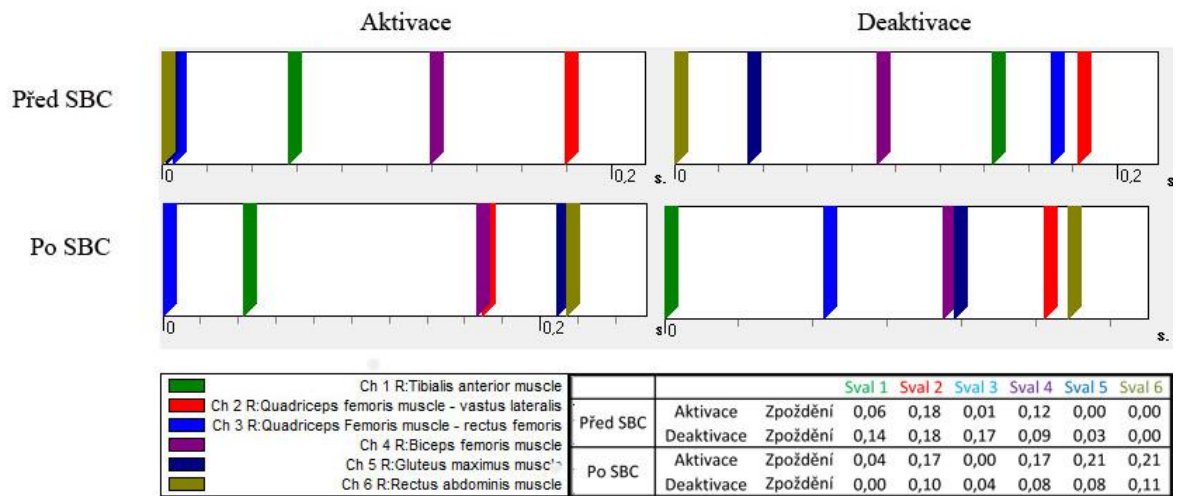
Proband 8



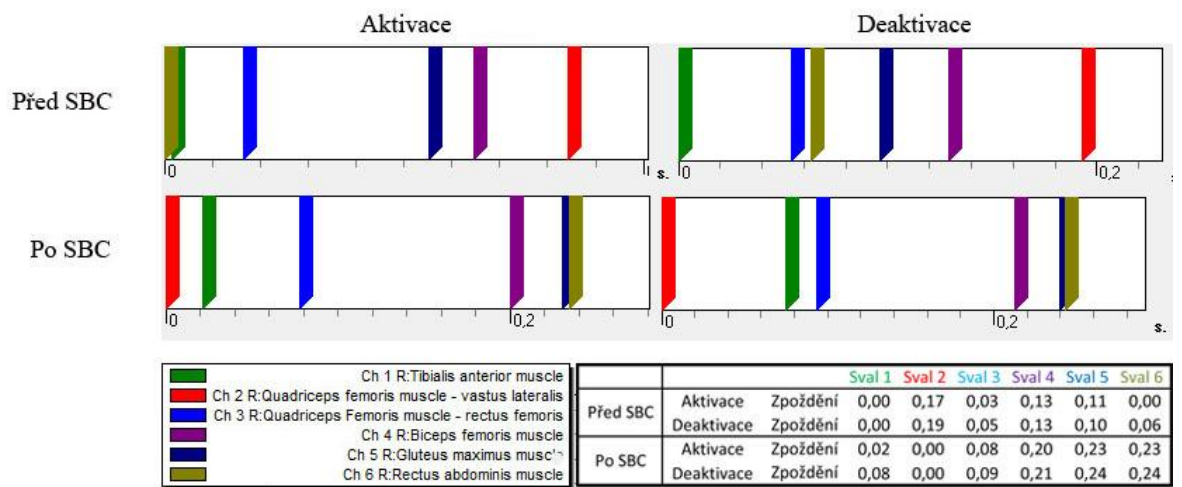
Obrázek 11.35 ukazuje normalizaci EMG křivky vztaženou k amplitudě a relativní změnu jednotlivých svalů (levá polovina běh před SBC, pravá polovina běh po SBC) u probanda č. 8

Příloha VII

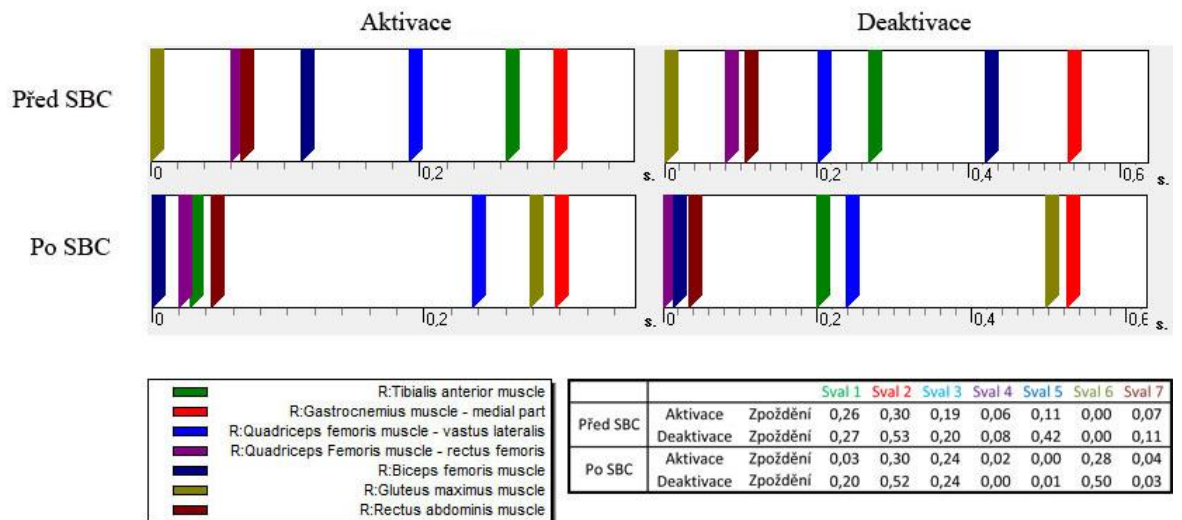
Pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC



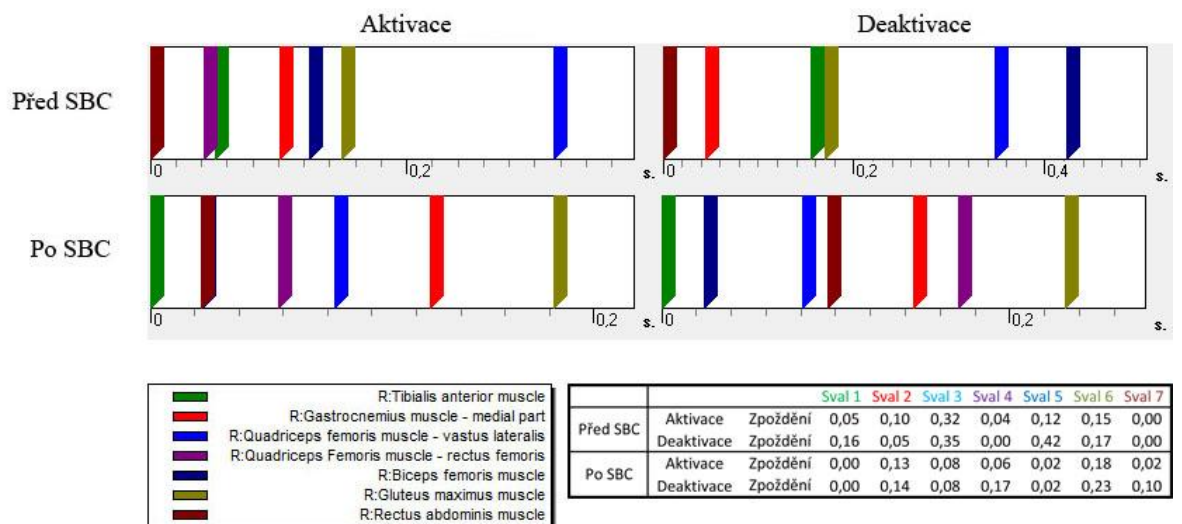
Obrázek 11.36 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 2



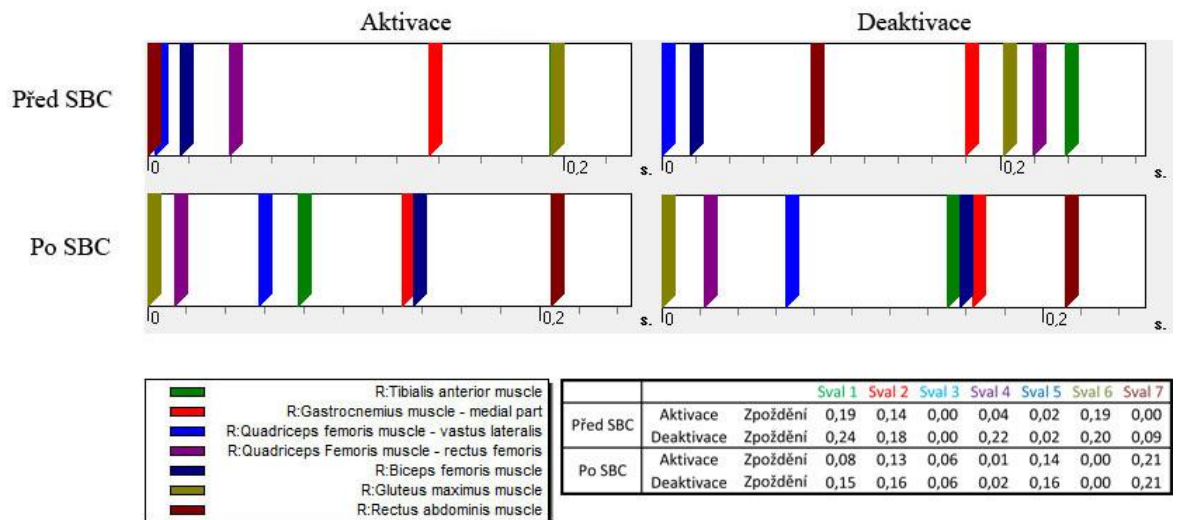
Obrázek 11.37 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 3



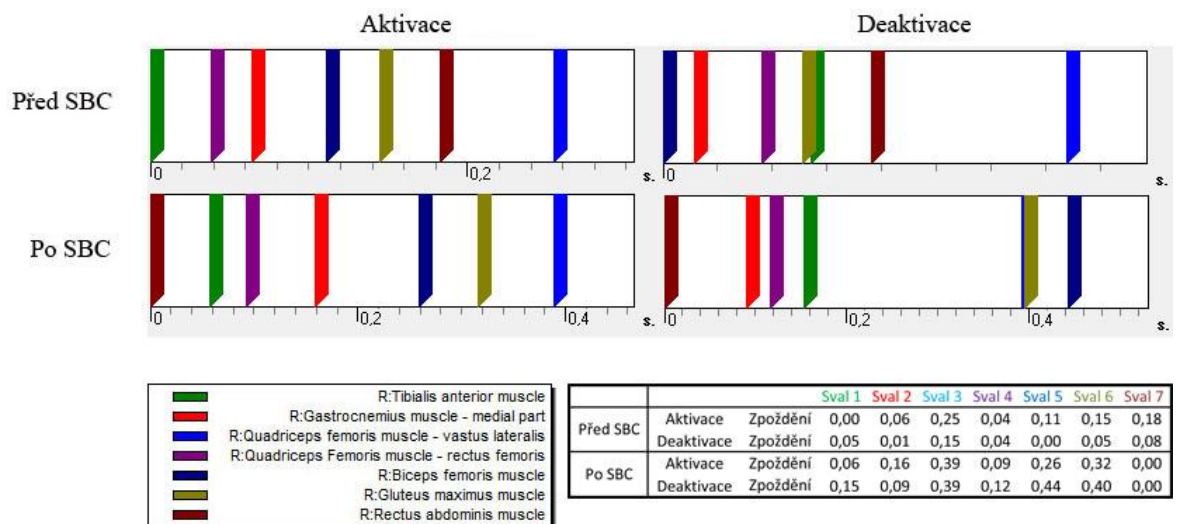
Obrázek 11.38 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 4



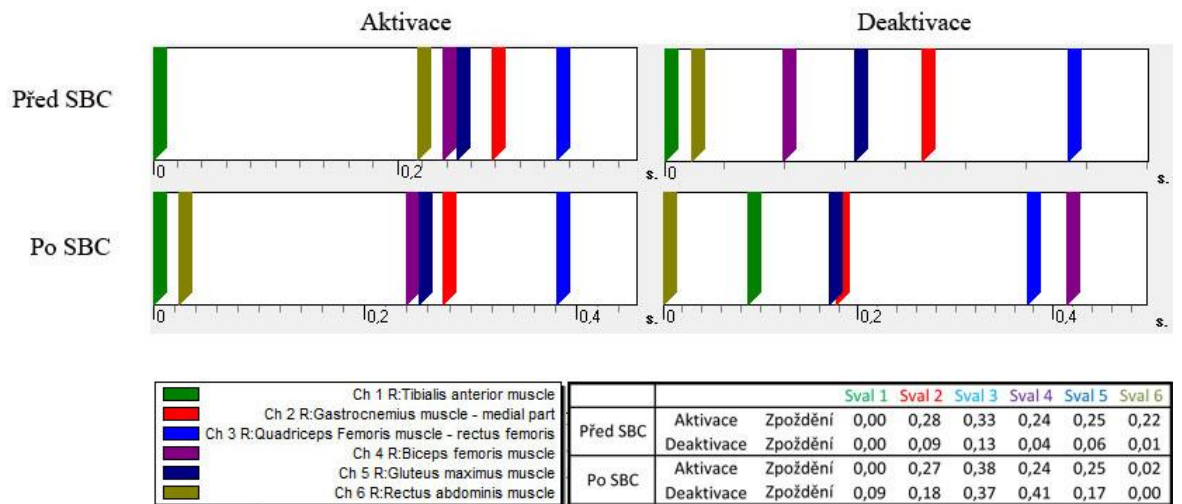
Obrázek 11.39 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 5



Obrázek 11.40 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 6



Obrázek 11.41 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 7



Obrázek 11.42 ukazuje pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů při běhu - sprintu před a po SBC u probanda č. 8

Příloha VIII

Lokalizace elektrod



Obrázek 11.43 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. tibialis anterior dx.



Obrázek 11.44 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. gastrocnemius - caput medialis dx.



Obrázek 11.45 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. quadriceps femoris - vastus lateralis dx. a rectus femoris dx.



Obrázek 11.46 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. biceps femoris - caput longum dx.



Obrázek 11.47 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. gluteus maximus dx.



Obrázek 11.48 ukazuje lokalizaci elektrod na svalu m. rectus abdominis dx.

Příloha IX

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 11.49 ukazuje informovaný souhlas probanda

Příloha X

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. Palpací svalu, pro nejhodnější 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:

- žádné invazivní metodiky nebudou použity
- bude použito hypoalergenních hydrogelových elektrod a náplastí

Etické aspekty výzkumu

- 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

1

Bartůňková
podpis předsedy EK

Obrázek 11.50 ukazuje souhlas etické komise