

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta elektrotechnická

Disertační práce



červenec 2015

Ing. Daniel Špulák

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů

Zpracování povrchových elektromyografických signálů

Disertační práce

Ing. Daniel Špulák

Praha, červenec 2015

Doktorský studijní program: Elektrotechnika a informatika

Studijní obor: Teoretická elektrotechnika

Školitel: doc. Ing. Roman Čmejla, CSc.

Abstrakt

Tato práce je zaměřena na detekci svalové aktivity v povrchovém elektromyografickém signálu a sestavování schémat svalové koordinace při periodickém pohybu zkoumané osoby.

Vyhodnocování svalové koordinace je častou činností odborníků zabývajících se zkoumáním lidského pohybu. Účelem může být diagnostika chorob nervů a svalstva, posuzování účinků rehabilitace, studium vlivu sportovních aktivit na pohybový aparát nebo zlepšování tréninkových programů.

V práci analyzujeme vliv průměrování obálky elektromyografického signálu z jednotlivých pohybových cyklů před vyhodnocováním svalové koordinace a ukazujeme, že při tomto rozšířeném postupu může docházet ke ztrátě významných informací. Proto navrhujeme řešení založené na statistickém vyhodnocení průběhu svalové aktivity v jednotlivých cyklech. Coby detekční metodu rozvíjíme a podrobně analyzujeme prahování obálky elektromyografického signálu. Jako alternativu předkládáme a rovněž detailně hodnotíme trojúhelníkovou metodu založenou na analýze tvaru obálky. Tato metoda využívá unikátní kombinaci posouzení průměrného průběhu obálky s detekcí prováděnou v jednotlivých pohybových cyklech. Mezi jejími výstupy nalezneme počet intervalů svalové aktivity v pohybovém cyklu a průměrné polohy začátků a konců těchto intervalů doplněné o směrodatné odchylky. Tyto údaje umožňují vztáhnout polohy náběhů a poklesů svalové aktivity k libovolnému referenčnímu svalu a zároveň poskytují informaci o spolehlivosti výsledků.

Při porovnání souhrnných výsledků prahování modifikovaného pro detekci v jednotlivých pohybových cyklech a trojúhelníkové metody docházíme k závěru, že schémata svalové koordinace i přes zcela odlišné matematické pozadí obsahují podobné informace. Číselné výstupy trojúhelníkové metody jsou však snáze interpretovatelné a výhodnější pro další matematické zpracování.

Nedílnou součástí vytvořených algoritmů je i předzpracování v podobě segmentace a interpolace signálů. Kromě segmentace vycházející ze záznamu mechanické veličiny používáme i ojedinělou metodu založenou na elektromyografickém signálu, přičemž ukazujeme, že oba přístupy mohou poskytovat srovnatelné výsledky. V souvislosti s kolísáním délky pohybových cyklů navrhujeme používat pružnou interpolaci namísto obvyklé interpolace lineární.

Všechny algoritmy byly vyvíjeny a průběžně ověřovány při zpracování elektromyografických signálů naměřených při nejrůznějších aktivitách: chůzi, běhu, běhu na lyžích, jízdě na kole, veslování, výpadech v šermu, odpalech míčku ve florbale apod. Celkem byly zpracovány náměry pořízené přibližně na stovce osob.

Abstract

This dissertation thesis is focused on muscle activity detection performed on surface electromyographic signal and preparation of muscle coordination patterns representing periodic movements of observed person.

Muscle coordination assessment is a common task of specialists dealing with human motion analyses. This assessment can result in diagnostics of neural and muscle disorders, evaluation of rehabilitation, comparison of effects caused by sports activities on motion system and improvement of training programmes.

We analyse the influence of averaging applied on envelopes of electromyographic signal obtained in several movement cycles prior to the muscle coordination assessment. We show that this widely-applied approach may cause lost of important information. Thus, we suggest a solution based on statistical assessment of muscle activity observed in several movement cycles. We develop and analyse muscle activity detection using thresholding of the electromyographic signal envelope. As an alternative, we introduce and assess a triangle-based detection method performing envelope shape analysis. It poses a unique combination of the average envelope processing with detection performed in individual movement cycles. Number of muscle activity intervals, average positions of muscle onsets/cessations and their standard deviations are part of output provided by this algorithm. Using these figures, it is possible to express the onset/cessation times with respect to any reference muscle and to assess the reliability of results.

Comparison of summary results of thresholding adapted to detection in several movement cycles and the triangle-based detection method shows that both muscle activity patterns are fairly similar, despite wholly different mathematical backgrounds. However, numerical results of the triangle-based method are easier to interpret and better suited for subsequent mathematical processing.

Regarding segmentation and interpolation as parts of the signal processing, we show that a rare method based on electromyographic signal provides results comparable to the those of a mechanical quantity recording. To deal with variation of movement cycle duration, we suggest to use flexible interpolation instead of common linear interpolation.

All algorithms were developed and subsequently verified on electromyographic signals obtained during various physical activities: walking, running, cross-country skiing, biking, rowing, fencing, shooting in floorball etc. Signals measured on approx. 100 persons were processed.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto disertační práci vypracoval samostatně a že jsem důsledně citoval použitou literaturu. Nemám námitky proti půjčování nebo zveřejňování této disertační práce.

V Praze dne 7. července 2015

Ing. Daniel Špulák

Poděkování

Děkuji doc. Ing. Romanu Čmejlovi, CSc., za vedení výzkumné činnosti popsané v této práci. Dále děkuji doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc., a dalším zaměstnancům a doktorandům Katedry sportů v přírodě University Karlovy v Praze, Fakulty tělesné výchovy a sportu, za poskytnutí signálů, posouzení výsledků a rady týkající se fyziologických hledisek. Děkuji rovněž svým rodičům i dalším příbuzným a přátelům za všestrannou podporu při studiu a výzkumu.

Obsah

1 Úvod.....	16
1.1 Cíle práce.....	17
2 Elektromyografický signál a periodické pohyby.....	18
2.1 Vznik elektromyografického signálu.....	19
2.2 Specifika periodických pohybů.....	19
2.2.1 Periodické veličiny.....	19
2.2.2 Vznik periodického pohybu.....	22
2.2.3 Odchyly od periodického průběhu.....	22
3 Rešerše problematiky.....	26
3.1 Pořizování elektromyogramu.....	26
3.2 Potlačení technických a biologických artefaktů.....	30
3.2.1 Pohybové artefakty.....	30
3.2.2 Rušení přeslechy od okolních svalů.....	31
3.2.3 Rušení napájecí sítě.....	31
3.3 Segmentace a interpolace signálu.....	32
3.3.1 Segmentace odvozená ze záznamu mechanické fyzikální veličiny.....	32
3.3.2 Segmentace odvozená z videozáznamu pohybu.....	33
3.4 Detekce počátku a konce svalové aktivity.....	35
3.4.1 Detekce svalové aktivity prahováním signálu.....	35
3.4.2 Další metody detekce svalové aktivity.....	39
3.5 Popis průběhu svalové aktivity.....	41
3.6 Hodnocení podobnosti průběhů.....	42
4 Databáze signálů.....	45
4.1 Pořizování elektromyogramů.....	47
5 Metodika a vlastní řešení.....	49
5.1 Potlačení technických a biologických artefaktů.....	49
5.1.1 Potlačování síťového rušení.....	49
5.2 Segmentace a interpolace signálu.....	51
5.2.1 Segmentace odvozená ze záznamu mechanické fyzikální veličiny.....	51
5.2.2 Segmentace odvozená z časových značek v záznamu.....	61
5.2.3 Segmentace odvozená z elektromyografického signálu.....	62
5.2.4 Interpolace signálu.....	63

5.3	Detekce počátku a konců svalové aktivity.....	68
5.3.1	Výpočet obálky elektromyografického signálu.....	68
5.3.2	Detekce svalové aktivity prahováním obálky elektromyografického signálu.....	69
5.3.3	Detekce počátků a konců svalové aktivity trojúhelníkovou metodou.....	70
5.4	Popis svalové koordinace.....	81
5.4.1	Prezentování výsledků prahování.....	81
5.4.2	Prezentování výsledků trojúhelníkové metody.....	83
5.5	Hodnocení opakovatelnosti pohybu.....	89
5.6	Příprava simulovaných elektromyografických signálů.....	91
6	Analýza a porovnání metod.....	95
6.1	Vliv parametrů dolní propusti použité k výpočtu obálky elektromyografického signálu.....	95
6.1.1	Vliv dolní propusti na detekci svalové aktivity prahováním.....	96
6.1.2	Vliv dolní propusti na detekci svalové aktivity trojúhelníkovou metodou.....	99
6.1.3	Vliv dolní propusti na veličiny popisující opakovatelnost pohybu.....	102
6.2	Porovnání segmentace podle elektromyografického signálu a signálu tlakového snímače...	104
6.2.1	Vliv segmentace na délky detekovaných pohybových cyklů.....	106
6.2.2	Vliv segmentace na polohy detekovaných počátků a konců svalové aktivity.....	107
6.2.3	Vliv segmentace na veličiny popisující opakovatelnost pohybu.....	112
6.3	Faktory ovlivňující výsledky prahování.....	114
6.3.1	Porovnání různých definic maxima a vliv úrovně prahu.....	114
6.4	Faktory ovlivňující výsledky trojúhelníkové metody.....	117
6.4.1	Vliv polohy lokálního minima na detekovaný počátek svalové aktivity.....	117
6.4.2	Vliv velikosti lokálního minima na detekovaný počátek svalové aktivity.....	118
6.5	Porovnání grafických výstupů prahování a trojúhelníkové metody při hodnocení svalové koordinace.....	120
6.6	Vliv průměrování na výsledky detekce svalové aktivity.....	123
6.6.1	Uměle připravené sady elektromyografických signálů.....	123
6.6.2	Zpracování simulovaných elektromyografických signálů.....	125
6.6.3	Výsledky jednotlivých metod.....	127
7	Příklad analýzy výsledků detekce svalové aktivity.....	136
8	Soubory pro analýzu elektromyografických signálů v prostředí MATLAB.....	141
9	Shrnutí, přínosy práce.....	144
	Seznam literatury.....	146
	Seznam vlastních publikací a dalších výsledků výzkumu.....	151

Publikace v impaktovaných časopisech.....	151
Publikace v recenzovaných časopisech.....	151
Patenty.....	151
Další publikace excerptované ISI.....	151
Publikace ostatní.....	151
Příloha A: Seznam zpracovaných sad signálů.....	153
Příloha B: Vstupní parametry výpočetního systému pro MATLAB.....	155
Příloha C: Grafické výstupy výpočetního systému pro MATLAB.....	159
Příloha D: Číselné výstupy výpočetního systému pro MATLAB.....	165

1 Úvod

Tato práce se zaměřuje na zpracování elektromyografických signálů v rámci vyhodnocování svalové koordinace při periodických pohybech, a to zejména v oblasti sportu.

Sestavování schémat svalové koordinace je častou činností kineziologů a dalších odborníků, kteří se zabývají zkoumáním lidského pohybu. Účelem může být diagnostika chorob nervů a svalstva, posuzování účinků rehabilitace, studium vlivu sportovních aktivit na pohybový aparát nebo zlepšování tréninkových programů. Nenahraditelným podkladem pro posuzování svalové koordinace jsou elektromyografické signály vznikající při kontrakcích svalů.

Při analýzách periodických pohybů se obvykle provádí zpracování většího množství opakování (pohybových cyklů), přičemž průměrováním se mají získat stabilnější a spolehlivější výsledky. To ovšem předpokládá, že zkoumaný subjekt vykonává daný pohyb stále stejným způsobem. Domníváme se, že v některých situacích může být tento postup nevhodný, neboť lidský pohyb není nikdy dokonale periodický. Značné nepřesnosti mohou vzniknout, pokud je pohyb vykonáván dvěma (nebo více) mírně odlišnými způsoby – například z důvodu optimalizace pohybu během nahrávání, změny postoje, nárůstu únavy apod. Dále uváděné prameny potvrzují, že konkrétního pohybu lze obvykle dosáhnout několika různými svalovými koordinacemi. Z toho důvodu jsme se rozhodli nalézt a potlačit některé chyby, které mohou vznikat při často používaném průměrování.

Jsme přesvědčeni, že analýza svalové koordinace založená pouze na průměrném průběhu aktivity svalů způsobuje ztrátu důležitých informací a může vést k chybným závěrům. Předpokládáme, že:

- Sval vykazuje během každého cyklu konkrétního periodického pohybu stálý počet intervalů aktivity. Tento počet je u různých svalů různý.
- Poloha počátků a konců svalové aktivity je ve všech pohybových cyklech podobná, nicméně je nutné počítat s určitým rozptylem (například $\pm 10\%$ cyklu), neboť lidský pohyb není nikdy ideálně periodický.
- Intenzita aktivace svalů může v jednotlivých periodách zaznamenávané aktivity kolísat.

Z uvedených důvodů může být vyhodnocování pořadí svalové aktivace či deaktivace z průměrných průběhů svalové aktivity velmi nespolehlivé u skupin svalů, jejichž kontrakce se časově překrývá. Při hodnocení svalové koordinace v rámci posuzování a zlepšování tréninkových

programů sportovců a při vyhodnocování vlivu fyzických aktivit na stav pohybového aparátu člověka to může vést k chybným závěrům.

1.1 Cíle práce

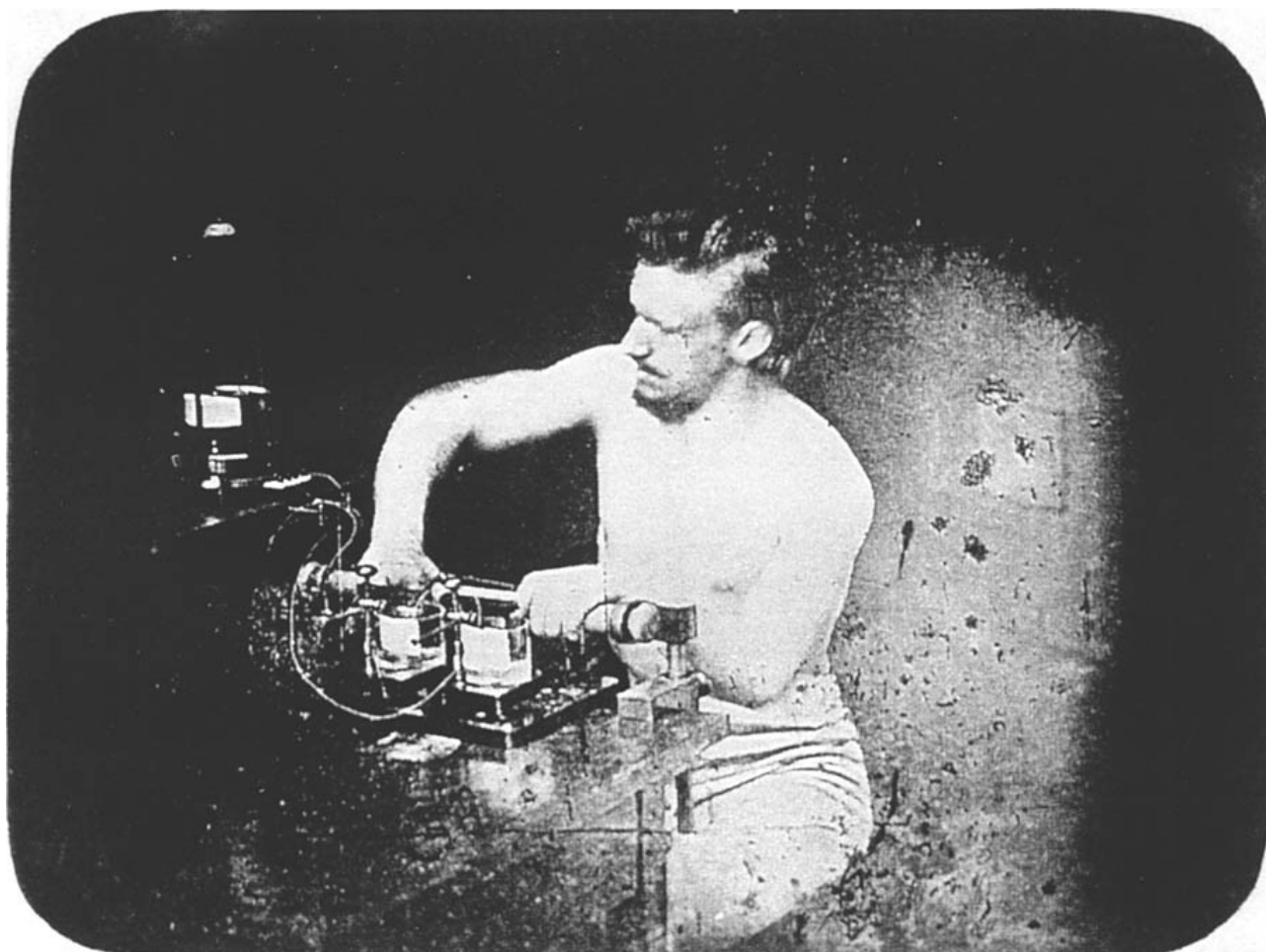
Cílem práce je zdokonalení metod detekce svalové aktivity. Z výše uvedených důvodů požadujeme algoritmus, který by poskytl:

- intervaly svalové aktivity v každém jednotlivém pohybovém cyklu pro porovnání svalové koordinace v různých místech záznamu,
- souhrnné (průměrné) výsledky s jasným pořadím a časovými odstupy aktivací a deaktivací jednotlivých svalů vůči volitelnému referenčnímu svalu a
- zřetelné upozornění na případné nepravidelnosti v činnosti sledovaných svalů v jednotlivých pohybových cyklech jako součást grafického vyjádření souhrnných (průměrných) výsledků,

neboť běžně používané metody vyhodnocování svalové koordinace poskytují obvykle pouze výsledky podle prvního nebo druhého bodu, zatímco algoritmus splňující všechny tři požadavky zároveň chybí.

2 Elektromyografický signál a periodické pohyby

Elektromyografický signál vzniká při kontrakci svalů. Základy elektromyografie coby vědního oboru vznikly již v polovině 19. století přičiněním německého fyzika a fyziologa Emila du Bois-Reymonda (1818 – 1896). V průběhu minulého století našla tato věda široké uplatnění v lékařství a kineziologii a její význam narůstá i v současnosti.



Obr. 2-1: První pokusy Emila du Bois-Reymonda o zachycení elektrické aktivity svalů; jako elektrody sloužily nádobky se solným roztokem. Daguerrotypii pořídil fyziologův bratr Paul David Gustav kolem roku 1850.

Medicínské aplikace se nyní soustředí zejména na diagnostiku poruch nervů a svalstva [FRI08], [SUB13] ovládání umělých končetin [ARS09], [HU05] a terapii po úrazech či operacích [MIC01]. Další velkou oblast využití nalézá elektromyografie také ve sportu, kde ji lze aplikovat při posuzování vlivu sportovních aktivit na zdraví jedince nebo při zlepšování tréninkových programů, a to jak prostřednictvím analýzy zapojení jednotlivých svalů, jejichž aktivitu lze jen obtížně sledovat jinými způsoby [PRI02], tak vyhodnocováním svalové únavy [OLI09], [CIF09]. Rozsáhlý souhrn vývoje využití elektromyografie lze nalézt například v [KLE98].

Předmětem této práce je detekce svalové aktivity a následné sestavování schémat svalové koordinace. Podkladem jsou elektromyografické signály měřené při periodických pohybech – zejména sportovních.

2.1 Vznik elektromyografického signálu

Svaly se skládají z jednotlivých svalových vláken. Ta ovšem nejsou nervovým systémem ovládána jednotlivě, ale jsou sdružena do vyšších funkčních skupin – tzv. motorických jednotek. Přestože motorická jednotka představuje nejmenší nezávisle ovladatelnou část svalu, aktivace jednotlivých svalových vláken v motorické jednotce nenastává synchronně, neboť z důvodu složitého větvení nervových vláken přichází akční potenciál k synapsím u svalových vláken s různým zpožděním.

Při svalové kontrakci se nejprve aktivují menší (slabší) motorické jednotky a k nim se podle potřeby přidávají další. Nárůst síly nastává s rostoucím počtem aktivovaných motorických jednotek, dále s rostoucím podílem větších (silnějších) motorických jednotek a také s rostoucí četností nervových podnětů předávaných svalovým vláknům. Zatímco při nižší frekvenci (zhruba do 10 Hz) lze ještě hovořit o samostatných kontrakcích, mechanické odezvy na podněty přicházející v kratších časových odstupech se již překrývají a při frekvenci kolem 50 Hz je kontrakce už zcela souvislá [PFU03].

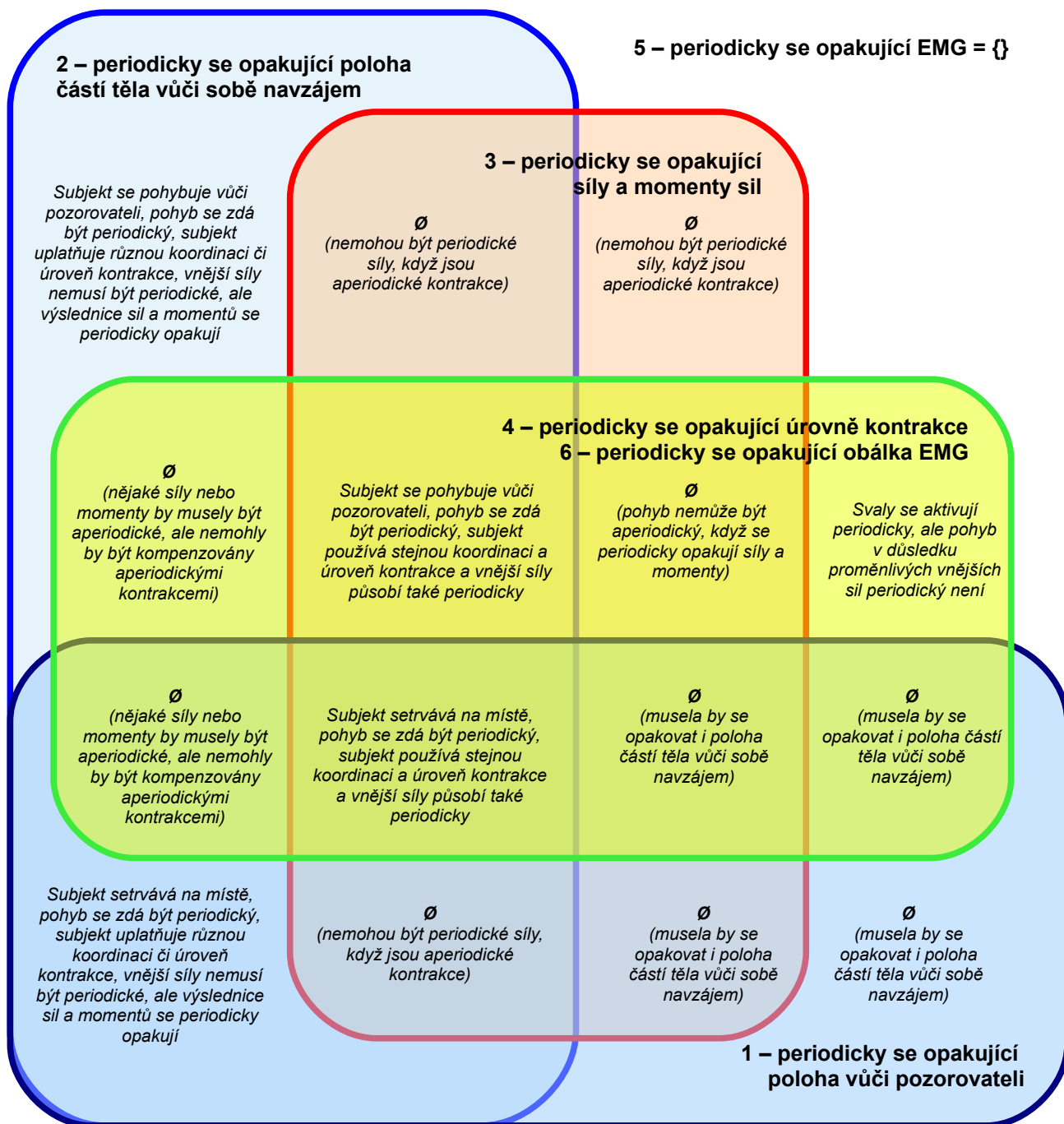
Uvedený princip ovládní svalů má přímý dopad na charakter elektromyografického signálu, který vzniká skládáním jednotlivých akčních potenciálů a jeho amplituda roste s intenzitou svalové kontrakce. Závislost mezi amplitudou elektromyografického signálu a silou vyvíjenou svalem ovšem není lineární a změny síly navíc nastávají později kvůli elektromechanickému zpoždění [HUG10].

Elektromyografický signál lze snímat pomocí jehlových nebo povrchových elektrod. Zatímco jehlové elektrody mohou za určitých okolností zachytit akční potenciály příslušející pouze svalovým vláknům jedné motorické jednotky, povrchové elektrody vždy přenášejí signál z větší části svalu. Pro záznam povrchových elektromyografických signálů se doporučuje aparatura s frekvenčním rozsahem 20 až 500 Hz; úroveň signálu se pohybuje v řádu desítek až stovek mikrovoltů [WEB06].

2.2 Specifika periodických pohybů

2.2.1 Periodické veličiny

Dle definice je veličina popsána funkcí y periodická v čase, jestliže lze nalézt takovou konstantu T , aby pro všechna celá čísla k platilo



Obr. 2-2: Vztahy mezi různými periodickými veličinami. V průnicích jsou uvedeny nutné podmínky nebo některé důvody, proč daná kombinace nemůže nastat.

$$y(t + kT) = y(t) . \tag{2-1}$$

Nejmenší hodnota T , pro níž uvedený vztah platí, se pak nazývá periodou.

Při úvahách o periodických pohybech je zásadní stanovit, co rozumíme onou veličinou y . Nabízejí se mimo jiné následující možnosti:

1. poloha všech částí těla měřené osoby vůči nehybnému pozorovateli,

2. polohy všech částí těla vůči sobě navzájem,
3. síly a momenty sil ve všech místech pohybového aparátu,
4. úrovně kontrakce všech svalů pohybového aparátu vyjádřené v procentech maximální volní kontrakce,
5. elektromyografické signály snímané ze všech svalů pohybového aparátu,
6. elektromyografické signály snímané ze všech svalů pohybového aparátu a podrobené určité úpravě.

S ohledem na fyzikální zákony týkající se pohybu hmotných těles a vzhledem k omezené rychlosti změn svalové kontrakce můžeme všechny jmenované veličiny s výjimkou bodů 5 a 6 považovat za spojité v čase. Souvislosti mezi periodicitou jednotlivých veličin vyjadřuje diagram 2-2.

Diagram 2-2 vychází mimo jiné z poznatku uvedeného v [BIL05], [PRI02] a [DOR08], dle něhož lze konkrétního pohybu obvykle dosáhnout několika různými svalovými koordinacemi. Ty jsou centrálním nervovým systémem určitým způsobem optimalizovány (např. s ohledem na minimální energetickou náročnost), což je příčinou podobnosti schémat svalové koordinace u různých subjektů. Lze předpokládat, že sledovaná osoba může svalovou koordinaci při vykonávání daného subjektu změnit, a to buď vědomě, nebo nevědomě – např. optimalizací s ohledem na rostoucí svalovou únavu [BIL05].

Je zřejmé, že elektromyografický signál snímaný povrchovými či jehlovými elektrodami (bod 5) není nikdy periodický, neboť má náhodný charakter. Po určité úpravě (bod 6) však můžeme získat periodický průběh. Takovou úpravou je myšlen například výpočet obálky popsany v následujících kapitolách a vedoucí na spojitý průběh veličiny. Při jistém zjednodušení [HUG10] a zanedbání vlivu různých artefaktů je množina situací dle bodu 6 shodná s množinou dle bodu 4.

Je vhodné zdůraznit, že například při chůzi může opakování výše jmenovaných veličin nastat teprve po dokončení dvou kroků, periodu tedy tvoří tzv. dvojkrok. Podobně je tomu u dalších pohybů, při nichž se střídá zapojení levé a pravé poloviny těla.

2.2.2 Vznik periodického pohybu

Volní přirozeně periodické pohyby

Většina zkoumaných periodických pohybů je iniciována a neustále řízena vůlí sledovaného subjektu. Patří sem například chůze, běh, jízda na rotopedu či na běžném kole, běh na lyžích apod. Pro účely měření může být tempo pohybu udáváno např. metronem.

Periodické pohyby vyvolané působením periodických vnějších sil

Části těla se mohou pohybovat i působením vnějších sil, což může zpětně vyvolávat reflexní či volní svalovou kontrakci měřené osoby. Do této kategorie patří například jízda na koni, při níž se periodický pohyb zvířete přenáší na jezdce. Tím dochází ke stimulaci posturálního svalstva, což lze pozorovat i na elektromyografickém záznamu.

Opakovaně vykonávané jednorázové pohyby

Za periodický pohyb můžeme považovat i opakovaně prováděný neperiodický pohyb – například opakovaný výpad v karate nebo v šermu, odpal míčku ve florbale apod. Pro účely měření mohou být tyto pohyby vykonávány na viditelný či slyšitelný podnět.

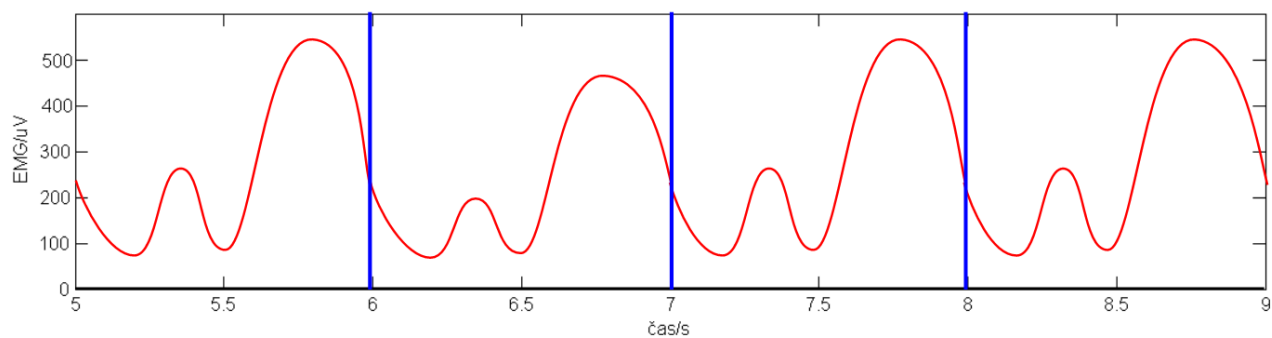
2.2.3 Odchytky od periodického průběhu

Je zřejmé, že pohyb vykonávaný člověkem není nikdy dokonale periodický, a to nejen z důvodu omezené doby, po níž lze pohyb vykonávat. Tudiž veličiny uváděné v kapitole 2.2.1 nejsou přísně vzato periodické ve smyslu matematické definice, ale mohou se v některých případech periodickému průběhu blížit s přijatelně malou odchylkou. Takové průběhy budeme v dalším textu označovat rovněž jako „periodické“ a v souvislosti s nimi budeme používat i výraz „perioda“ nebo „cyklus“.

Odchytky od ideálně periodického průběhu sledované veličiny se mohou projevat různě, jak je ukázáno na následujících zjednodušených příkladech. Prakticky nastávají vždy kombinace těchto případů, přičemž naznačené vlivy nejsou izolovány na jednotlivé periody, ale působí s různou mírou průběžně po celou dobu vykonávání pohybu.

Rozdílná amplituda

Obrázek 2-3 zachycuje příklad časového průběhu (zde konkrétně simulované obálky elektromyografického signálu, kterou můžeme považovat za míru aktivace svalu), jenž se blíží periodickému, avšak ve druhé zachycené periodě (v úseku 6 až 7 s) je amplituda menší. Počet a poloha lokálních extrémů v rámci periody je ovšem zachována.



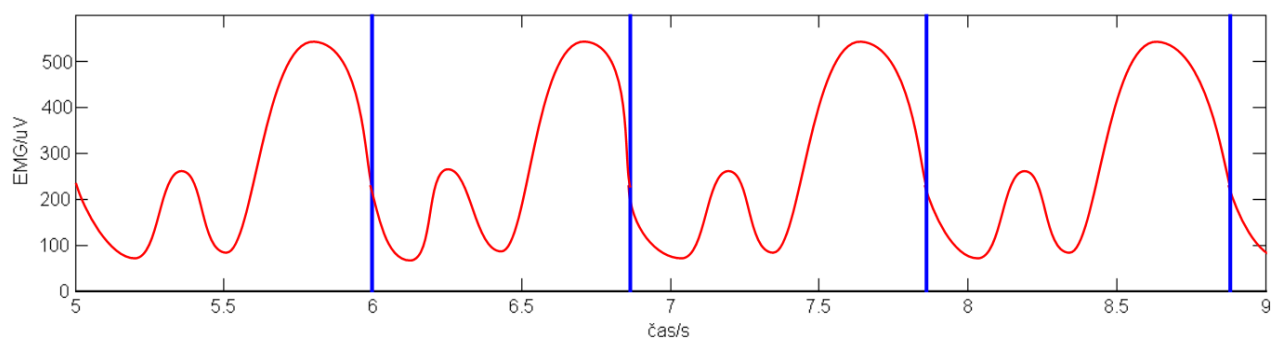
Obr. 2-3: Simulovaná obálka elektromyografického signálu; svislé čáry oddělují periody. Úsek 6 až 7 s se od ideálního periodického průběhu liší amplitudou.

Prakticky by taková odchylka mohla vzniknout například uplatněním menšího rozsahu pohybu ve druhé periodě nebo nutností překonávat ve druhé periodě menší vnější odpor v porovnání s ostatními periodami.

Rozdílné tempo

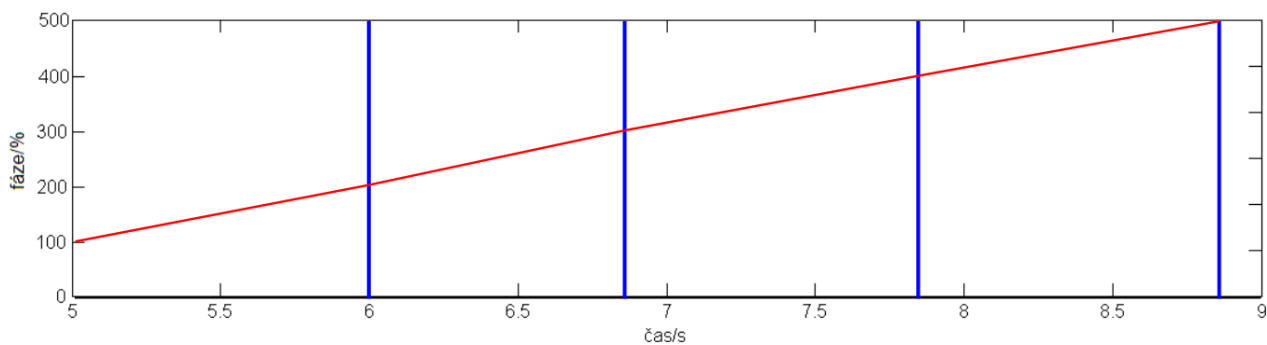
Na obrázku 2-4 vidíme simulovanou obálku elektromyografického signálu, jejíž druhá zachycená perioda je o něco kratší. Počet a velikost lokálních extrémů je ovšem zachována.

Prakticky by takový průběh mohl vzniknout například rychlejším provedením druhé periody v důsledku menšího vnějšího odporu oproti ostatním periodám.



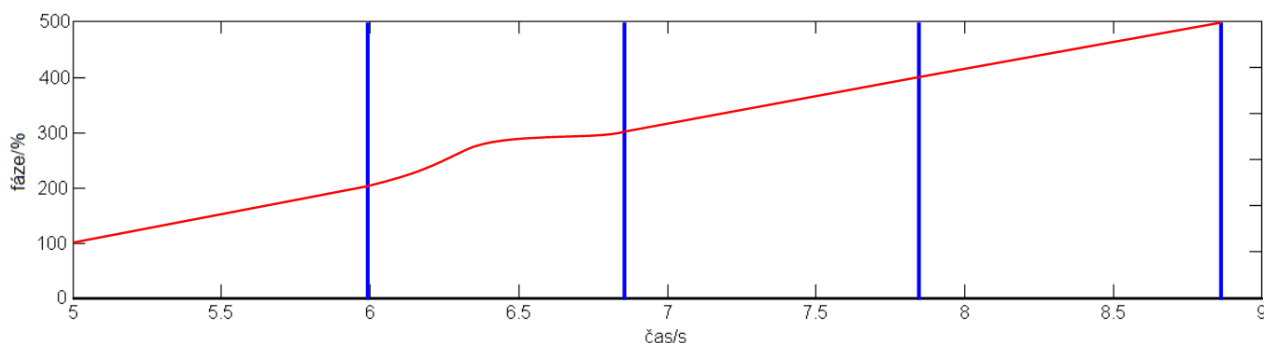
Obr. 2-4: Simulovaná obálka elektromyografického signálu; svislé čáry oddělují periody. Úsek 6 až 7 s se od ideálního periodického průběhu liší kratším trváním.

Chceme-li charakteristickým bodům (lokálním extrémům, počátkům a koncům aktivity apod.) přiřazovat relativní polohu v rámci periody, je vhodné zabývat se otázkou, jakým způsobem nerovnoměrnost pohybu vznikla. Obrázek 2-5 zachycuje teoretický případ, kdy tempo bylo ve druhé periodě vyšší než v ostatních periodách, avšak v rámci každé periody bylo tempo konstantní – fáze pohybu je tedy po úsecích lineární.



Obr. 2-5: Teoretický po úsecích lineární průběh fáze sledované veličiny. Svislé čáry oddělují periody. Pro názornější vyobrazení není fáze omezena na rozsah 0 % až 100 %, ale každé dokončené periodě odpovídá hodnota o 100 vyšší.

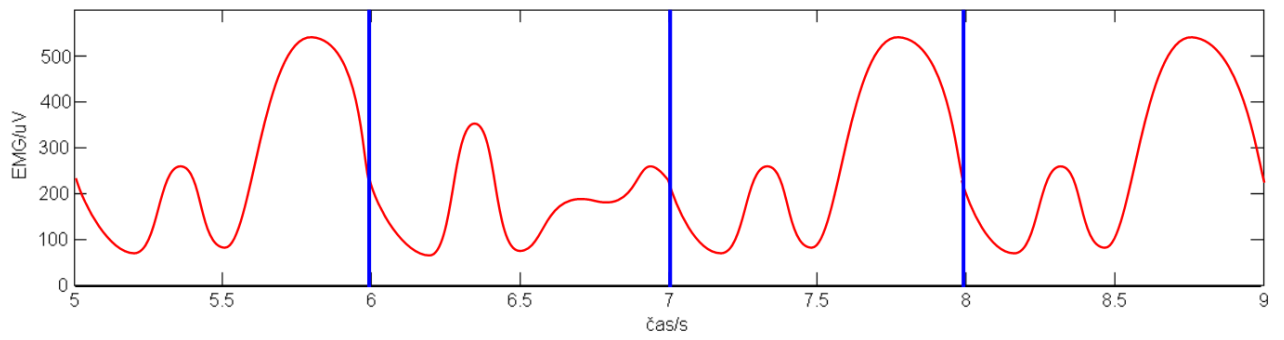
Druhý případ na obrázku 2-6 je obecnější. Tempo ve druhé zachycené periodě je v průměru vyšší než v ostatních periodách, ale významně se mění i v rámci periody: nejprve prudce vzroste a ve druhé části periody je naopak mírnější. To může odpovídat například nečekaně malému vnějšímu odporu, který sledovaná osoba musela překonávat v první části druhé zobrazené periody. Následně na tuto skutečnost zareagovala a po zbytek periody se záměrně snažila vykonávat pohyb pomaleji, aby se příliš neodchýlila od požadovaného tempa.



Obr. 2-6: Obecnější průběh fáze sledované veličiny. Svislé čáry oddělují periody. Pro názornější vyobrazení není fáze omezena na rozsah 0 % až 100 %, ale každé dokončené periodě odpovídá hodnota o 100 vyšší.

Rozdílné provedení

Poslední situace je ilustrována na obrázku 5-39 simulovanou obálkou elektromyografického signálu, jež má v úseku 6 – 7 s zcela jiný průběh než v ostatních periodách: liší se počtem i velikostí lokálních extrémů. Zejména v takových případech je třeba pečlivě zvažovat, nakolik ještě lze průběh označit za periodický.



Obr. 2-7: Simulovaná obálka elektromyografického signálu; svislé čáry oddělují periody. Úsek 6 až 7 s se od ideálního periodického průběhu liší počtem i velikostí lokálních extrémů.

Prakticky může takový průběh vzniknout například působením významně odlišných vnějších sil působících během druhé periody – třeba při zakopnutí během chůze.

3 Rešerše problematiky

3.1 Pořizování elektromyogramu

Způsob pořizování elektromyografických záznamů vždy závisí na účelu konkrétního výzkumu. Z toho důvodu se v literatuře setkáváme s velmi odlišnými měřicími aparaturami, fyzickými aktivitami vykonávanými měřenými osobami a také s různě početnými skupinami měřených subjektů, na jejichž výběr jsou kladeny různé požadavky. Také rozsah informací poskytnutý v jednotlivých pramenech se liší.

Výzkum popsáný v [ALL02] se zaměřoval na elektromyografické signály zádových svalů měřené při rychlém zvednutí paže na viditelný podnět. Pohyb byl opakován pětkrát, pak následovalo cvičení s cílem vyvolat únavu zádových svalů a po něm opět probíhalo nahrávání pětice zvednutí paže. Měření se zúčastnily čtyři osoby. Signál z povrchových Ag/AgCl elektrod byl frekvenčně omezen na rozsah 10 až 400 Hz a digitalizován se vzorkovací frekvencí 1000 Hz; elektrody se mezi prvním a druhým měřením neodstraňovaly.

Pohyby paže byly i předmětem výzkumu zveřejněného v [LEE09]. Účastnilo se ho 31 mužů, kteří prováděli opakované pohyby paží po dobu jedné minuty. Elektromyografické signály z povrchových elektrod byly zaznamenávány přístrojem MP150 značky BioPac, a to při vysokém vzorkovacím kmitočtu 10 kHz. Ten však autoři při dalším zpracování signálů snížili na pouhých 100 Hz.

V [LI07] se využívaly signály měřené na trupu a dolních končetinách devíti osob při předpažování a připažování se závažími o hmotnosti 5 lb (2,27 kg). Pohyb se zaznamenával všesměrovým akcelerometrem M482 firmy Piezotronics Inc. přilepeným lepicí páskou k závaží. Snímání elektromyografického signálu zprostředkovávaly samolepicí elektrody, od nichž se signál přiváděl k záznamovému zařízení pracujícímu se vzorkovacím kmitočtem 1000 Hz a 16bitovým rozlišením. K části experimentů se využívaly také simulované povrchové elektromyografické signály vytvořené softwarovým balíkem SiMyo (Institut de Myologie, Paříž).

Výzkumu popsáného v [XU13] se zúčastnily celkem čtyři subjekty, u nichž se sledovala flexe a extenze horní končetiny v lokti. Měření byli nejprve dva zdraví muži: paži volně položenou na stole ohýbali nejdříve pětkrát bez zátěže a poté pětkrát se zátěží. Další série pokusů byla provedena se dvěma muži postiženými hemiparézou pravé poloviny těla, kteří prováděli pohyb postiženou končetinou na základě viditelného podnětu dávaného v náhodných intervalech. Z dvaceti opakování

byla zpracována pouze ta, kde byl začátek odezvy zřetelný v intervalu 100 až 400 ms od podnětu. Elektromyografický signál z Ag/AgCl elektrod o průměru 20 mm byl zaznamenáván aparátem Biotel88 od firmy Gloner Inc., a to se vzorkovacím kmitočtem 2 kHz. Zároveň byl používán i přístroj Biotel88 umožňující nahrávat trajektorii paže – zde se vyhodnocoval úhel ohnutí končetiny.

Kromě měřených elektromyografických signálů byly připraveny i simulované průběhy, a to průchodem bílého šumu přes filtry s charakteristikami odvozenými od skutečných elektromyografických signálů. Vždy se jednalo o dvousekundové úseky (se vzorkovací frekvencí 1 kHz), v nichž prvních a posledních 500 ms mělo nižší amplitudu než prostředních 1000 ms. V čase 500 a 1500 ms byl tedy simulován začátek, resp. konec svalové aktivity, a to skokově, bez postupné změny amplitudy.

Nemocným osobám se věnuje i článek [VAI10]: každý z devíti parkinsoniků seděl při měření usazený v křesle maje opřený loket a zápěstí spuštěné volně dolů. Po dobu 10 až 15 minut v intervalech 5 až 10 sekund měl vykonávat extenzi končetiny v zápěstí. Dále byla vykonávána i extenze na pokyn z počítače, a to čtyřicetkrát. Elektromyografické signály z paže snímaly kruhové povrchové elektrody s rozestupem 3 cm, signál pak procházel zesilovačem SynAmp, pásmovou propustí 30 až 500 Hz a vzorkovacím obvodem s kmitočtem 1 kHz.

V další části článku [VAI10] se dočteme o měření na třinácti zdravých mužích, kteří seděli na zvláštní aparatuře a na horní části těla měli upevněný speciální postroj s osmi provazy opatřenými siloměry. Provazy směřovaly do různých směrů, přičemž každá dvojice sousedních provazů svírala úhel 45°. Výzkumník v náhodném pořadí tahal za provazy (v každém směru postupně pětkrát) a prostřednictvím elektromyografických signálů se sledovala odezva stabilizačního svalstva. Ke snímání sloužily povrchové Ag/AgCl elektrody o průměru 10 mm s rozestupem 18 mm, záznam signálu frekvenčně omezeného na rozsah 10 až 1000 Hz obstarával osmikanálový aparát Bortec AMT-8 se vzorkovací frekvencí 2 kHz.

Autoři článku [STY03] měřili u tří subjektů věku 21 až 28 let elektromyografické signály na dolní končetině, a to v klidovém stavu a při aktivním ohýbání končetiny v kotníku. Zátěž byla postupně měněna tak, aby úroveň svalové kontrakce dosahovala hodnot od 10 % do 100 % maximální volní kontrakce s kroky po 10 %. K monitorování mechanických projevů sloužil dynamometr Cybex; zpětnou vazbu zajišťoval měřenému subjektu multimetr. Záznam elektromyografických signálů byl řízen virtuálním instrumentem vytvořeným v prostředí LabVIEW, fyzické zpracování zajišťoval přístroj Bagnoli-8 firmy DELSYS se vzorkovací frekvencí 1000 Hz a rozlišením 12 bitů.

Naměřené signály byly použity i k vytvoření částečně syntetických průběhů: ze záznamů byly vybrány úseky odpovídající klidovému a aktivnímu stavu sledovaného svalu. Z nich bylo poskládáno 150 signálů, a to připojením úseku elektromyografického signálu aktivovaného svalu bezprostředně za úsek naměřený při klidovém stavu. Z textu článku nevyplývá, že by se prováděly nějaké úpravy směřující k pozvolnějšímu nárůstu amplitudy elektromyografického signálu. Rozhraní složených úseků bylo pokládáno za okamžik počátku svalové aktivity.

Experimentu zaměřeného na namáhání zádových svalů a popsaného ve [FAR03] se zúčastnilo devět mužů průměrného věku 25,8 let. Ke snímání elektromyografických signálů byly použity samolepicí pásy s osmi elektrodami umístěnými v rozestupech 5 mm, pod něž byl ručně přidáván vodivý gel. Elektromyografické signály byly zesilovány třemi 16kanalovými zesilovači, do nichž vstupoval i jeden společný synchronizační signál. Digitalizace probíhala se vzorkovacím kmitočtem 2048 Hz a 12bitovým rozlišením.

Autoři [MIC01] využívali signály naměřené při chůzi jediné ženy (55 let) před vložením umělé náhrady kolenního kloubu a dále 3, resp. 12 měsíců po operaci. K záznamu byl použit elektromyograf TELEMG, BTS s frekvenčním omezením signálu na 40 až 200 Hz a vzorkovací frekvencí 500 Hz. Žádné další podrobnosti o průběhu nahrávání nejsou v [MIC01] uvedeny.

Ani [RAS12] podrobnosti o počtu a výběru subjektů či o průběhu měření neuvádí, ale specifikuje alespoň bezdrátové záznamové zařízení: Noraxon TeleMyo DTS. Jeho hlavní jednotka není elektricky ani mechanicky spojena s povrchovými elektrodami. K těm se krátkými vodiči připojují pouze malé bezdrátové moduly odesílající elektromyografický signál pomocí radiových vln do hlavní jednotky. Ke snímání byly použity zvláštní dvojité Ag/AgCl elektrody s rozstupem 20 mm a signál byl zachycován se vzorkovací frekvencí 1500 nebo 3000 Hz.

Výzkum popsaný v [CAM07] se zaměřoval na měření svalstva dolní končetiny během chůze. Na deset subjektů byla umísťována pole 3×3 nebo 4×3 elektrod s roztečí 20 mm pro snímání šesti, resp. devíti bipolárních signálů. Ty postupovaly do zesilovače EMG 16, LISiN – Ottino Bioengineering. Rozsah zpracovávaných kmitočtů činil 10 až 500 Hz a digitalizace probíhala se vzorkovacím kmitočtem 2048 Hz a kvantováním na 12 bitů. Zaznamenával se také tlakový signál z vložky pod pravým chodidlem (BTS) pro detekci dopadu paty a zvednutí špičky. Po krátkém testu pro nastavení správného zesílení šel každý subjekt vlastním tempem po dvanáctimetrové přímé dráze, a to pro každý sledovaný sval třikrát, s odstupem jedné minuty. Svaly se (zřejmě kvůli nedostatku měřicích kanálů) nahrávaly samostatně. První a poslední dva kroky nebyly zpracovány.

Před zpracováním každého náměru bylo ověřeno, zda tempo chůze odpovídá běžným hodnotám, neboť aktivační profily svalů jsou dle autorů ovlivňovány rychlostí chůze.

Autoři [YU10] provedli výzkum chůze na 16 subjektech. Každý z nich chodil po běžeckém páse vlastním tempem po dobu tří minut. Jednalo se o dvojitý běžecký pás vybavený senzory pro snímání tlaku při vzorkovací frekvenci 280 Hz. Ke snímání elektromyografických signálů se používalo šestnáctikanálové bezdrátové zařízení Delsys Myomonitor se vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Zpracováno bylo 100 kroků od každého subjektu. Signály od mužů a žen se vyhodnocovaly odděleně; autoři jako hlavní důvod uvádějí rozdílný podíl svaloviny na celkové hmotnosti.

Chůze po běžeckém páse je popsána i v [IVA04]. Zajímavé je použití optického systému pro snímání pohybu Vicon-612 s prostorovou přesností lepší než 1 mm. Jeho součástí bylo devět kamer rozmístěných okolo běžeckého pásu, které snímaly polohu pěti reflexních infračervených markerů nalepených na stanovená místa na pravé straně každého subjektu.

V článku [VAN10] je popsáno sledování flexe a extenze dolní končetiny v kolenním kloubu na izokinetickém stroji nízkou rychlostí (60°/s). Povrchové elektromyografické signály každého z deseti subjektů byly digitalizovány se vzorkovacím kmitočtem 1024 Hz a rozlišením 12 bitů. Izokinetický stroj dále poskytoval průběh úhlu a úhlové rychlosti a velikost momentu síly.

Francouzští vědci, autoři [DOR08], prováděli měření na třech profesionálních triatlonistech. Zvolenou aktivitou byla jízda na rotopedu (ergometru). Při prvním měření byla zjištěna pouze maximální zátěž každého účastníka, a to i s využitím údajů z analyzátoru vydechovaného vzduchu. S týdenním odstupem následovalo druhé měření, při němž účastníci po rozcvičení šlapali po dobu pěti minut s konstantní frekvencí a zátěží 150 W a zároveň probíhal záznam elektromyografických signálů. Bezprostředně poté následoval simulovaný 53minutový trénink spočívající ve střídání zátěže 150 W a vyšší (dle výsledků měření maximálního zátěže; průměrná zátěž činila 200 W). Na závěr bylo provedeno druhé pětiminutové měření elektromyografických signálů při zátěži 150 W. Elektromyografický signál se zaznamenával aparátem ME6000 (Mega Electronics Ltd.) s frekvenčním omezením na 8 až 500 Hz a vzorkovací frekvencí 1 kHz. Současně se nahrávaly i obdélníkové impulsy generované ergometrem při každém pootočení klik o úhel 2° a synchronizační signál vysílaný při dosažení nejnižší polohy pravého pedálu; k záznamu sloužil aparát DT9800 se vzorkovacím kmitočtem 2 kHz.

Při porovnání různých detekčních algoritmů ve [STA01] se používal simulovaný průběh elektromyografického signálu. Bílý šum o stanoveném rozptylu procházel přes filtr s frekvenční charakteristikou odpovídající typickému povrchovému elektromyografickému signálu. Počátek

aktivity se nesimuloval skokovou změnou energie signálu, ale postupným (lineárním) nárůstem energie z úrovně zvolené pro klidový signál na úroveň zvolenou pro ustálenou kontrakci. Při analýzách vlivu strmosti tohoto náběhu se jeho délka měnila od 5 do 30 ms.

3.2 Potlačení technických a biologických artefaktů

3.2.1 Pohybové artefakty

Při zaznamenávání elektromyografických signálů během pohybových aktivit se mohou projevit artefakty vznikající mechanickým namáháním elektrod a také posunem elektrod vůči sledovanému svalu.

První artefakt může mít podobu nízkofrekvenčních složek, které lze snadno odstranit filtrací horní propustí. Například autoři [VAN10] se v této souvislosti zmiňují o filtraci elektromyografického signálu horní propustí s mezním kmitočtem 20 Hz. Pro ruční vyznačování počátků svalové aktivity se v [MIC01] doporučuje filtrovat elektromyografický signál pásmovou propustí 10 – 1000 Hz, tedy se zachováním poněkud nižších kmitočtů.

Pohyb na rozhraní elektroda-pokožka může dle autorů [ZHA12] zanášet do průběhu elektromyografického signálu i úzké špičky, jež nelze snadno odfiltrovat. Jimi navrhované řešení nespočívá v přímém odstranění této rušivé složky elektromyografického signálu, ale v detekci svalové aktivity pokročilejší metodou, která nežádoucí špičky nevyhodnocuje jako svalovou aktivitu.

Z [FAR01], [FAR03], [KAR00], [HUG10] a [CIF00] vyplývá, že charakter elektromyografického signálu může silně záviset na umístění elektrod, resp. na jejich posunu vůči svalu během pohybu. Citlivost na přesné umístění závisí na ploše elektrod, jejich rozestupu a velikosti a na anatomii svalů. [FAR01] popisuje složitou závislost amplitudy bipolárně snímaného elektromyografického signálu na poloze elektrod, která ve směru od inervační zóny ke šlaše není monotónně klesající. Průběh se navíc pro různé kmitočty liší.

Změny amplitudy (i dalších charakteristik) elektromyografického signálu v průběhu pohybového cyklu tedy obecně nejsou způsobeny jen měnící se úrovní kontrakce sledovaného svalů, ale také relativním pohybem elektrod. Autoři [CAM07] uvádějí příklady svalů na dolních končetinách, u nichž je tento jev zvláště výrazný, a v případě pochybností doporučují provést opakované měření s mírně odlišnou polohou elektrod.

3.2.2 Rušení přeslechy od okolních svalů

Cílená detekce a potlačování elektromyografických signálů pronikajících od okolních svalů se ve většině prací neprovádí. Autoři [CAM07] uvádějí, že neexistuje žádná experimentálně použitelná metoda, která by umožnila vyhodnotit míru přeslechů. Sami ve své studii zabývající se vlivem umístění elektrod analyzovali i přeslechy od okolních svalů, ovšem jen na základě předpokladu, že daný sval není v určité fázi pohybového cyklu aktivní.

Prakticky tedy lze zanesení signálu od sousedních svalů předejít pouze správným umístěním elektrod na sledovaný sval a případně použitím elektrod o menším průměru.

Další artefakt může představovat pronikání elektrokardiografického signálu, který lze potlačit například metodami popsány v [ALL02]. V některých případech se artefakt způsobený elektrickými projevy srdeční činnosti významně méně projevuje při nahrávání svalů na pravé polovině těla, což lze zohlednit při plánování experimentu.

3.2.3 Rušení napájecí sítě

Elektromagnetické rušení pocházející z napájecí sítě (případně i z jiných zdrojů) lze významným způsobem potlačit již při nahrávání. Nepříliš praktickou možnost představuje nahrávání v elektromagneticky stíněném prostoru (Faradayově kleci), které bylo v dávných dobách běžné například při pořizování elektroencefalogramů. Zřizování takového měřicího stanoviště je však nákladné a možnost pořizovat záznamy pouze ve vymezeném prostoru je zjevnou nevýhodou.

V pléněru může být elektromagnetické rušení nižší než v budovách protkaných elektrickou instalací. To platí zejména pro krajinu vzdálenou od lidských sídel, průmyslových objektů a elektrorozvodné soustavy. Snadno a všeobecně použitelnou prevencí proti přítomnosti vnějšího elektromagnetického rušení v elektromyografickém záznamu ovšem představuje vhodná konstrukce záznamového zařízení. Tím jsou míněny zejména diferenční vstupy zesilovače, stíněné signálové kabely a také předzesilovače v blízkosti elektrod [WEB06].

Kvalitní konstrukce používaných aparatur zřejmě stojí za skutečností, že cílené úpravy signálu směřující k potlačení síťového rušení se obvykle neprovádějí nebo se o nich většina článků přinejmenším nezmiňuje. Pokud přesto elektromyografický signál obsahuje nezanedbatelné rušení z rozvodné sítě, je nezbytné provést počáteční filtraci. Pro potlačení základní frekvence často postačí prostá filtrace pásmovou zádrží FIR nebo IIR. Požaduje-li se i potlačení vyšších harmonických složek, lze použít hřebenový filtr. Existují však i pokročilejší postupy dosahující zajímavých výsledků. Autoři [MER03] použili k odstranění rušivé složky na kmitočtu 50 Hz adaptivní filtraci.

Práce v článku [MER13] využívá stacionární vlnkovou transformaci, která dle autorů dokáže odstranit rušivou složku bez narušení elektromyografického signálu.

3.3 Segmentace a interpolace signálu

Při studiu posloupnosti svalové aktivace a deaktivace během periodických pohybů je třeba provádět segmentaci naměřeného elektromyografického signálu na jednotlivé pohybové cykly. Za tím účelem je vhodné pořídit při nahrávání elektromyografických signálů ještě jiný záznam, z něhož lze segmentaci odvodit. Podle dostupnosti vhodných signálů lze zvolit některou z níže uvedených segmentačních metod. Ty se liší také dostupností podrobnějších informací o jednotlivých fázích pohybu, které se mohou stát podkladem pro přesnější interpolaci naměřených signálů.

3.3.1 Segmentace odvozená ze záznamu mechanické fyzikální veličiny

Nahrávací aparát často poskytuje možnost pořídit kromě několika kanálů elektromyografického signálu také signál popisující fyzickou stránku pohybu, případně lze takový záznam pořídit samostatným zařízením. V tom případě má zásadní důležitost správná synchronizace elektromyografického záznamu a pohybového signálu.

Segmentační signál může pocházet například ze spínače aktivovaného v určité fázi pohybu, z tlakového snímače, ze světelného senzoru nebo z akcelerometru vhodně umístěného na těle probanda. Při některých aktivitách lze kombinovat různé signály. Například opakovaný výpad v šermu lze také považovat za periodický pohyb. Počátkem cyklu může být časová značka odpovídající pokynu k výpadu, koncem cyklu pak signál vyslaný při zasažení terče.

Přehledová práce [FRI08] se zmiňuje o okamžiku prvního kontaktu chodidla se zemí jako o obvykle používaném rozhraní pohybových cyklů při analýzách chůze. Dále je výslovně uvedena lineární interpolace jako metoda pro dosažení shodného počtu vzorků u průběhů z různých pohybových cyklů.

Autoři [YU10] využívali k segmentaci chůze záznam z tlakových senzorů zabudovaných do běžeckého pásu. Signál o vzorkovací frekvenci 280 Hz byl průchodem dolní propustí frekvenčně omezen do 20 Hz. Za rozhraní pohybových cyklů se považovalo dosednutí paty na pás; k detekci tohoto okamžiku se používalo prahování. Průběhy upraveného elektromyografického signálu z jednotlivých pohybových cyklů byly interpolovány na délku 1000 vzorků.

Podobný přístup byl uplatněn i při zkoumání chůze v [HOF02] a [GAZ07]: za rozhraní pohybových cyklů se považoval okamžik dopadu pravé paty na běžecký pás snímáný tlakovým

snímačem. K interpolaci vyhlazených průběhů elektromyografického signálu byla i zde použita lineární interpolace.

Lineární interpolace průběhu usměrněného a vyhlazeného elektromyografického signálu byla patrně využita i ve [WRE06] při zpracování záznamů z chůze. Za rozhraní pohybových cyklů se považovalo sepnutí spínače přilepeného k chodidlu subjektu.

V článku [MER03] se při nahrávání chůze identifikovaly čtyři fáze kroku pomocí dvou spínačů umístěných pod patou a pod vnitřní přední stranou nártu: opěrná fáze, odraz, švih a dopad chodidla. Získaný signál se však patrně používal pouze k vyznačení jednotlivých fází v grafech elektromyografického signálu a detekované svalové aktivity a nesloužil k segmentaci či interpolaci.

Autor článku [HUG10] vyjmenovává několik způsobů, jimiž může lineární interpolace průběhu mezi časovými značkami oddělujícími pohybové cykly zkreslit další analýzy – např. porovnávání svalové koordinace mezi různými subjekty – a doporučuje provádět interpolaci podle souvislého signálu zachycujícího fyzický průběh pohybu. Jako příklad uvádí úhel klik při jízdě na kole a připojuje i ilustrační graf efektivní hodnoty elektromyografického vykresleného jako funkci úhlu natočení klik. Autor však zároveň připouští, že nalezení podobně snadno interpretovatelného podkladového signálu může být u jiných aktivit (např. běhu či veslování) obtížné.

Autoři [DOR08] prováděli dokonalejší převzorkování vyhlazených elektromyografických signálů právě na základě polohy klik ergometru. Každým dvěma úhlovým stupňům pootočení klik pak odpovídal jeden vzorek signálu.

Při nahrávání signálů během flexe a extenze kolenního kloubu popsaném ve [VAN10] byl zaznamenáván (kromě jiného) i úhel ohnutí dolní končetiny. Na jeho základě se detekovaným počátkům či koncům svalové aktivity přiřazovala relativní poloha v rámci pohybového cyklu. Ta však sloužila jen jako podklad číselných výsledků v tabulkách; publikované grafy mají na vodorovné ose pouze čas (resp. číslo vzorku).

3.3.2 Segmentace odvozená z videozáznamu pohybu

Současně s elektromyografickým signálem lze pořizovat i videozáznam pohybové aktivity, který může být využit k segmentaci. Videozáznam lze navíc využít k detailní fyziologické analýze pohybu a k vyhodnocení jeho souvislosti s elektromyografickým signálem.

Samozřejmostí je opět nutnost přesné synchronizace videozáznamu s elektromyografickým signálem. Výhodné je, pokud zařízení pro pořizování elektromyografických záznamů umožňuje

vkládat do náměru časové značky synchronizované s optickou indikací, kterou lze zachytit videokamerou.



Obr. 3-1: Políčko videozáznamu běhu na lyžích. Na detailu vpravo jsou vyznačeny detekované markery na kotnících sledované osoby. Převzato ze [SED13].

Samotná segmentace spočívá v extrakci charakteristických bodů z obrazového záznamu. K tomu je nutné opatřit tělo probanda (nebo jeho sportovní náčiní) vhodnými značkami (markery), které lze v obraze jednoznačně detekovat, jak ilustruje obrázek 3-1. Jestliže je záznam pořízen statickou kamerou a proband během pokusu setrvává na stejném místě (při jízdě na rotopedu, běhu na běžeckém páse apod.), lze se souřadnicemi detekovaných markerů pracovat podobně jako se signály zmíněnými v podkapitole 3.3.1. Mění-li se poloha pokusné osoby i kamery (např. při chůzi nebo jízdě na běžkách v plenéru), je většinou nevyhnutelné provést stabilizaci obrazu, kompenzaci měnící se vzdálenosti a úhlu probanda vůči kameře a případně i započtení vlivu transfokátoru [SED13].

Na rozdíl od většiny signálů zmíněných v podkapitole 3.3.1 je zpracování videozáznamu podstatně náročnější, a to jak ve smyslu tvorby algoritmů, tak ve smyslu výpočetní náročnosti. Zejména videozáznamy pořízené v terénu často vyžadují individuální doladování parametrů kvůli měnícím se světelným podmínkám. Segmentace je také náchylná na chyby vzniklé v důsledku rušivých vlivů (například překážek mezi kamerou a snímanou osobou či přítomností objektů zaměnitelných s markery), které především při nahrávání v přírodě nelze zcela vyloučit.

Podstatně jednodušší a přesnější je práce se speciálními optickými kinematickými systémy. Například autoři [IVA04] odvozovali segmentaci chůze z údajů systému Vicon-612 s prostorovou přesností lepší než 1 mm. Konkrétně se využívaly odhadované okamžiky dopadu paty na běžecký pás. Následná interpolace vyhlazených průběhů elektromyografického signálu byla patrně lineární.

3.4 Detekce počátku a konce svalové aktivity

Existuje mnoho metod detekce svalové aktivity v elektromyografickém signálu. Pro zkušeného odborníka je snadné označit počátky a konce svalové aktivity v naměřeném elektromyografickém záznamu, zejména má-li k dispozici synchronizovaný videozáznam, na němž si může ověřit průběh pohybu. Nicméně ruční hodnocení je do značné míry subjektivní, závisí na zkušenostech hodnotitele a nadto je časově náročné, zejména pokud je záznam dlouhý nebo obsahuje větší množství kanálů. Přesto se v některých případech používá – přinejmenším jako referenční nebo kontrolní metoda [ALL02], [STY03], [MIC01], [VAI10], [LEE09], [SOL10], [LEE07]. Zásadní význam při hodnocení svalové koordinace mají ovšem algoritmy provádějící detekci do různé míry automaticky.

Je třeba podotknout, že pro účely zkoumání posloupnosti zapojování svalů není nezbytně nutné sledovat činnost a elektrické projevy jednotlivých motorických jednotek či částí svalů. Tyto analýzy by vyžadovaly buď použití jehlových elektrod nebo náročné zpracování povrchového elektromyografického signálu – například za využití rozkladu založeného na kumulantech vyššího řádu [ZAZ05] nebo analýzy nezávislých komponent nasazené na signály z pole povrchových elektrod [STA09]. Při detekci svalové aktivity se obvykle za rozhodující považuje celková amplituda elektromyografického signálu, zatímco zastoupení frekvenčních složek patří mezi méně podstatné veličiny [KAR00].

Rozsáhlé porovnání tradičních metod lze nalézt například v [HOD96], [MIC01] nebo [STA01], zatímco [SOD00] poskytuje spíše obecnější popis zpracování elektromyografických signálů v kineziologii.

3.4.1 Detekce svalové aktivity prahováním signálu

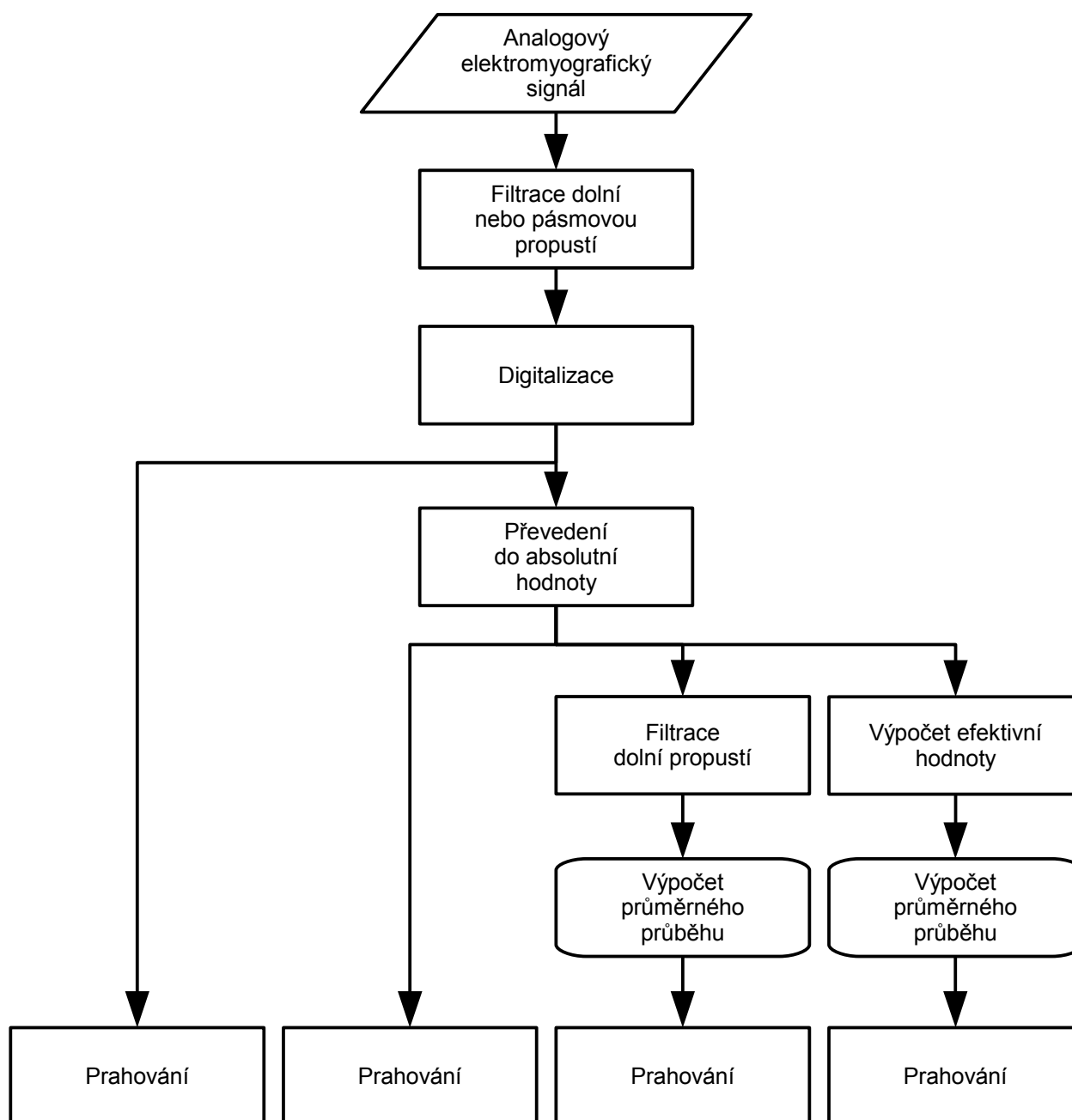
Detekce svalové aktivity prahováním elektromyografického signálu je založena na sledování amplitudy signálu: základním rozhodovacím kritériem je překročení určité úrovně, tzv. prahu. Prahování představuje velmi intuitivní a snadno naprogramovatelnou metodu, což jej patrně předurčilo k dosažení statutu nejpoužívanějšího způsobu detekce svalové aktivity. Z toho důvodu se lze setkat s mnoha modifikacemi této metody; základní jsou naznačeny na obrázku 3-2.

Analogový elektromyografický signál je již v záznamovém zařízení vždy frekvenčně omezen průchodem dolní nebo pásmovou propustí, která slouží jednak jako antialiasingový filtr před převodem do číslicové podoby, jednak může zároveň potlačit některé pohybové artefakty (viz kapitola 3.4.1). Přestože principiálně lze dále popsané úkony (včetně samotného prahování)

provádět také na analogovém signálu, setkáme se s takovým postupem jen výjimečně [HOF02], neboť obvykle se další operace provádějí na digitálním signálu.

Číslicový signál může být přímo podroben prahování (levá větev na vývojovém diagramu 3-2). Je zřejmé, že v takovém případě mají na detekci vliv pouze vzorky kladných hodnot, neboť předpokládáme kladný práh.

Běžnější je porovnávat s prahem absolutní hodnotu signálu, což na vývojovém diagramu 3-2 odpovídá druhé větvi zleva.



Obr. 3-2: Vývojový diagram zachycující různé operace předcházející prahování.

Po převedení do absolutní hodnoty se před samotným prahováním obvykle v různé míře provádí ještě vyhlazení průběhu (odhad tzv. obálky elektromyografického signálu), a to průchodem dolní propustí v podobě filtru FIR (včetně filtru klouzavého průměru) případně IIR, jak je patrné ze třetí větve vývojového diagramu 3-2.

Zvláštním případem vyhlazení je výpočet efektivní hodnoty signálu prováděný pomocí klouzavého okna. Pro zdůraznění „usměrňujícího“ účinku jej obrázek 3-2 zachycuje v poslední větvi oddělující se rovněž až za převodem signálu do absolutní hodnoty, třebaže tato operace není s ohledem na způsob výpočtu efektivní hodnoty nutná.

Za účelem získání reprezentativní obálky elektromyografického signálu při periodických pohybech se často provádí segmentace na jednotlivé pohybové cykly. Segmenty obálek z jednotlivých cyklů se interpolují na jednotnou délku a průměrují [HUG10], [DOR08] což je ve vývojovém diagramu znázorněno volitelnými procesy. Detekce počátku a konce svalové aktivity se pak provádí na tomto průměrném průběhu.

Parametry filtrů

Zatímco získání absolutní hodnoty je triviální a jednoznačnou záležitostí, parametry filtrů se mohou výrazně lišit. Určující je mimo jiné zaznamenávaný sval, druh pohybu a jeho rychlost. Příklady filtrace před převodem do digitální podoby lze nalézt v kapitolách (3.1 a 3.2).

Mezní frekvence propustného pásma dolní propustí po převedení číslicového signálu do absolutní hodnoty se pohybuje od 2 Hz [STA09] přes 9 Hz [HUG10] či 50 Hz [STY03], [SOL10] až po 80 Hz [ALL02]. Autoři [BIL05] používali vyhlazení výpočtem klouzavého průměru v okně délky 25 ms. [HUG10] uvádí, že volba mezního kmitočtu dolní propustí je velmi nejednoznačnou záležitostí a měla by být úměrná rychlosti pohybu.

Autoři [YU10] se domnívají, že efektivní hodnota elektromyografického signálu je při posuzování volních kontrakcí výhodnější než prostý klouzavý průměr absolutní hodnoty, neboť reprezentuje energii signálu a má tudíž jasnou fyziologickou interpretaci. Pro výpočet efektivní hodnoty elektromyografických signálů nahrávaného při šlapání na ergometru se rozhodli například vědci publikující článek [DOR08]; efektivní hodnotu počítali v okně o délce 25 ms. Před vlastním vyhodnocením průběhu prováděli ještě dva zajímavé úkony: filtraci dolní propustí s dynamickou mezní frekvencí dle frekvence šlapání a poté převzorkování signálu tak, aby každým 2° pootočení klikami ergometru odpovídal jeden vzorek.

[STY03] uvádí vysoké odchylky ve smyslu příliš časně detekce při prahování obálky elektromyografického signálu, a to v případech velmi intenzivní kontrakce. Autoři tuto skutečnost zdůvodňují nárůstem spojitě obálky nastávajícím již před skutečným okamžikem kontrakce, který se více projeví při velkých rozdílech mezi amplitudou elektromyografického signálu v klidovém a aktivním stavu (což souvisí s filtrací s nulovým fázovým posunem, jež byla zřejmě použita). Autoři však k této kritice prahování docházejí na základě uměle vytvořených elektromyografických signálů, v nichž na úsek klidového signálu bezprostředně navazuje úsek odpovídající ustálené kontrakci. U reálných signálů lze očekávat postupný nárůst amplitudy a tedy poněkud menší vliv této chyby zanášené obálkou.

Úroveň prahu

V [BIL05] byl práh definován jako pevná úroveň napětí, jejíž překročení bylo považováno za příznak svalové kontrakce. Obvykle se však jako práh používá stanovený násobek směrodatné odchylky signálu naměřeného za klidového stavu (bez svalové kontrakce) [LI07], [STA01], [HOD96], [ALL02], [MIC01], [SOL10], [STY03]. Velikost násobku není ustálená a pohybuje se od 1 po 5 či více [ALL02], [MIC01]. Také délka úseku pro vyhodnocení klidové úrovně značně kolísá: lze se setkat například s hodnotami 50 ms [STY03] či 1000 ms [ALL02].

Úskalím využívání klidové úrovně elektromyografického signálu k prahování je její nestálost. Amplituda se může měnit jednak z důvodu technických chyb při záznamu (např. postupným zlepšováním kontaktu mezi povrchovou elektrodou a lidským tělem v důsledku pronikání gelu do pokožky), jednak z důvodu různé zbytkové kontrakce sledovaného svalu (či některého sousedního svalu v případě přeslechů) např. z důvodu únavy či posturálních změn. Klidová úroveň může být také zkreslena přítomností artefaktu EKG. Volba vyššího násobku směrodatné odchylky klidové úrovně vede k potlačení falešně pozitivních detekcí aktivity, ale zvětšuje systematickou chybu v podobě pozdější detekce počátku a dřívější detekce konce svalové aktivity. To je zvláště patrné u svalů s pomalejší strmostí náběhu či poklesu aktivity, resp. amplitudy elektromyografického signálu [ALL02], [MER03].

Důmyslná metoda pro nastavení prahu je popsána v [THE96]: elektromyografický signál se převede do absolutní hodnoty a podle potřeby se může různým způsobem vyhladit. Na celý průběh se aplikuje práh a spočítá se, v kolikrát signál práh překračuje. Toto se zopakuje pro různé úrovně prahu a sestrojí se křivka závislosti počtu překročení prahu na velikosti prahu. Prahování se následně provede ještě jednou, ovšem na signálu, v němž bylo pořadí vzorků náhodně změněno. Opět se sestaví graf závislosti počtu překročení prahu na jeho velikosti. Za nejvhodnější se pak

považuje taková úroveň prahu, jež vykazuje největší rozdíl mezi počtem překročení u původního a náhodně promíchaného signálu. Předpokládá se, že při této úrovni je počet nežádoucích překročení způsobený šumovým pozadím signálu minimální a zároveň nedochází k zanedbání užitečné složky signálu. Autoři připouštějí, že tato metoda je obtížně použitelná pro signály s proměnlivou úrovní šumového pozadí a pro takové situace navrhuji stanovovat práh nezávisle pro menší úseky záznamu zahrnující vždy alespoň dva pohybové cykly.

Pokud je elektromyografický signál dostatečně vyhlazen, lze práh vztáhnout k jeho maximální hodnotě. Lákavou možností je použít nejvyšší hodnotu dosaženou během testu maximální volní kontrakce. Tento test má ale nízkou opakovatelnost a při měření více svalů je i časově náročný. S ohledem na nahrávací chyby (např. již zmíněné pozvolné změny celkové amplitudy elektromyografického signálu v důsledku postupného pronikání gelu elektrod do pokožky) má navíc naměřené maximum jen velmi krátkodobou platnost. Při periodických pohybech lze však práh s výhodou vztahovat k maximu pozorovanému v daném pohybovém cyklu nebo k rozdílu mezi maximem a minimem. Mezi běžné hodnoty patří 25 % [JOB12] či 20 % [DOR08], [HUG10] maxima.

Pro potlačení chybné detekce se využívají různá rozhodovací pravidla [MER03], [STA01], [MIC01], což je obzvláště potřebné v případě jednoduchého prahování, při němž vyvstává konflikt mezi falešně pozitivní a negativní detekcí aktivity [XU13]. Snadnou možností je stanovení minimální délky úseku, v němž musí signál překračovat úroveň prahu [STY03]. Článek [ALL02] používá v této souvislosti pojem „fyziologické okno“, neboť uvedený interval by měl být volen s ohledem na rychlost a četnost kontrakcí, jíž lze u lidských svalů dosáhnout. Autoři [MER03] z tohoto důvodu slučují intervaly svalové aktivity detekované se vzájemným odstupem menším než 125 ms a považují je za součást jediné kontrakce.

3.4.2 Další metody detekce svalové aktivity

Autoři prací [SOL10] a [LI07] používají při detekci svalové aktivity prahování, ale doporučují zařadit do sekvence operací na elektromyografickém signálu ještě nelineární úpravu Teager-Kaiserovým energetickým operátorem Ψ . Od kvadrátu každého vzorku $x(n)$ se odečte součin předchozího a následujícího vzorku:

$$\Psi_d[x(n)] = x^2(n) - x(n+1) \cdot x(n-1). \quad (3-1)$$

Lze ukázat, že výsledná hodnota je úměrná amplitudě vstupního signálu a jeho okamžité frekvenci, což je dle autorů [LI07] výhodné, neboť předání akčního potenciálu svalovým vláknům se

v elektromyografickém signálu projevuje právě nárůstem amplitudy i posunem těžiště spektra směrem k vyšším kmitočetům.

V textu [KRA11] se porovnávají časové odstupy mezi aktivitou různých svalů. Neprovádí se však přímo detekce svalové aktivity v jednotlivých kanálech, ale vyhodnocuje se poloha maxima vzájemné korelační funkce aplikované na obálky elektromyografického signálu různých svalů.

[ALL02] používá metodu založenou na tzv. integrovaném profilu signálu. Je vypočten integrál lineární obálky a touto hodnotou je amplituda obálky normována. Dále je pro každý vzorek normované obálky vypočtena hodnota integrálu od prvního vzorku. Jako počátek svalové aktivity je označen vzorek, v němž je největší rozdíl mezi lineární funkcí jdoucí od 0 na počátku záznamu do 1 na konci záznamu a integrálem normované obálky. [ALL02] uvádí, že tato metoda má menší výskyt falešných detekcí než prahování, a to zejména v případě přítomnosti artefaktu EKG. Problematická je pouze situace, kdy se QRS komplex EKG překrývá se skutečným počátkem svalové aktivity. Další nevýhodou je skutečnost, že metoda využívající integrovaný profil vždy označí některý vzorek signálu jako počátek svalové aktivity, a to i v případě, že v daném záznamu žádný interval aktivity není. Předpokladem správné funkce je zřejmě přítomnost právě jednoho intervalu svalové aktivity ve zpracovávaném úseku, takže metoda není přímo použitelná například pro vyhodnocení periodických pohybů.

Mezi pokročilé a netradiční metody patří algoritmy založené na analýze pravděpodobnosti a statistice výskytu určitých hodnot elektromyografického signálu. Patří sem například zobecněný poměr pravděpodobností [MIC01], maximální pravděpodobnost [XU13], [STY03] či test logaritmického poměru pravděpodobností [RAS12]. Některé z algoritmů ([RAS12]) vyhodnocují i referenční úsek elektromyografického signálu bez svalové aktivity. Předzpracování je u těchto metod obvykle jednoduché, například autoři [XU13] provádí pouze filtraci signálu pásmovou propustí 20 až 500 Hz. V souvislosti s metodou využívající maximální pravděpodobnost [XU13] uvádí, že skutečný elektromyografický signál nemá charakter Gaussovského šumu, který tato metoda předpokládá. To může být kritické zejména při slabých kontrakcích, kdy se zapojuje pouze malé množství motorických jednotek.

Jihokorejsí autoři [LEE07] použili při detekci svalové aktivity Kalmanův filtr a Gaussův-Markovův model. Mezi výhodami této detekce vyzdvihují její odolnost vůči artefaktům (mj. v podobě elektrokardiografického signálu) a lepší výsledky než při použití prahování.

Detekce změn za využití singulárního spektra (singular spectrum analysis) je popsána v [VAI10]. Autoři [VAI10] připouštějí, že použití detektoru změn na elektromyografickém signálu

není snadné, neboť mnoho detekovaných změn neodpovídá aktivacím svalů. To se projevovalo zejména při měření svalů na trupu a dále také u svalů ovládajících pohyby zápěstí, pokud daná osoba trpěla svalovým třesem. Článek [ROM11] popisuje využití singulárního spektra při filtraci elektromyografického signálu před jeho dalším zpracováním.

V oblasti detekce svalové aktivity se pochopitelně setkáme i s módní vlnkovou transformací [HU05], [VAN10], [MER03]. V posledně jmenovaném článku se k nalezení počátků a konců svalové aktivity využívají dokonce akční potenciály jednotlivých motorických jednotek extrahované z povrchového elektromyografického signálu. Autoři [LI07] se k vlnkové transformaci staví poněkud kriticky, neboť sice umožňuje detekovat svalovou aktivitu i při nízkém odstupu signálu od šumu, ale je výpočetně náročná a její přesnost závisí na shodě průběhu akčního potenciálu se zvoleným tvarem vlnky. Tuto podmínku může být při zpracování reálných elektromyografických signálů obtížné splnit.

Autoři práce [LEE09] vyzdvihují pozitivní vlastnosti detekce založené na empirické dekompozici módů a uvádějí, že její výsledky se nejvíce blížily okamžikům označeným fyzioterapeuty. K porovnání byla využita také analýza integrovaného profilu a prahování elektromyografického signálu.

Autoři [ZHA12] používali k detekci svalové aktivity analýzu entropie vzorků, s níž dosáhli lepší detekce než se srovnávacími metodami založenými na prahování absolutní hodnoty elektromyografického signálu a na prahování průběhu podrobeného působení Teager-Kaiserova operátoru. Přednosti sample entropy analysis byly patrné zejména u signálů zarušených artefakty v podobě ostrých špiček, kde metody využívající prahování selhávaly. Autoři [ZHA12] dále podotýkají, že používání Teager-Kaiserova operátoru má opodstatnění pouze u signálu zatíženého šumem s Gaussovským rozložením.

Lze nalézt i práce využívající Bayesovský detektor změn. Tuto metodu používají například autoři [JOH03], ale těžiště jejich výzkumu leží spíše v analýze vlivu poškození míchy na charakteristiky elektromyografického signálu.

3.5 Popis průběhu svalové aktivity

Článek [WAN06a] graficky znázorňuje pouze průběh jednoho konkrétního pohybového cyklu, a to v rozsahu 0 až 1 (resp. 0 až 100 % cyklu). Časový průběh elektromyografického signálu je doplněn pásem znázorňujícím míru kontrakce intenzitou šedi (kvantované do tří úrovní). Detekovaný počátek a konec svalové aktivity je vyznačen svíslou čarou v průběhu signálu.

Podobné kódování kvantovanou úrovní šedi je použito i v [MIC01]. Intervaly svalové aktivity jsou vyznačeny vodorovnými obdélníky vyplněnými příslušnými odstíny šedi. Graf má rovněž rozsah 0 až 100 % cyklu. V popisu obrázku i v textu jsou zmínky o dvojnásobcích směrodatných odchylek detekovaných bodů, které mají být patrné z obrázku. Není však jasné, zda se jedná o směrodatné odchylky poloh detekovaných v různých pohybových cyklech nebo o odchylky od referenční detekční metody. Také způsob vyznačení těchto odchylek v obrázcích je poněkud nejasný.

V [YU10] nalezneme zprůměrované průběhy efektivních hodnot elektromyografického signálu měřeného na různých svalech. Vodorovná osa grafů má rozsah 0 až 100 % pohybového cyklu a hodnoty jsou normované do rozsahu 0 až 1. Detekce počátků a konců svalové aktivity se zde neprováděla.

V [IVA04] jsou průběhy elektromyografického signálu znázorněny rovněž na rozsahu 0 až 100 % pohybového cyklu, a to v některých grafech bez měřítka na svislé ose, v jiných se skutečnými hodnotami v mikrovolttech. Grafy jsou doplněny o vodorovný pás vyjadřující úrovněmi šedi jednotlivé fáze pohybového cyklu během chůze.

Podobně konstruované grafy elektromyografického signálu (ovšem bez normování) nalezneme i ve [WRE06] nebo [HOF02].

[HOF02] a [GAZ07] uvádí průměrné vyhlazené průběhy elektromyografických signálů v rozšířeném rozsahu 0 až 150 % pohybového cyklu. V grafech jsou svislými čarami vyznačeny i okraje intervalů, v nichž byl v jednotlivých krocích zaznamenán odraz či dopad chodidla na podložku.

Autoři [DOR08] používají grafy normovaných aktivačních profilů vynášených na rozsahu -180° až $+180^\circ$ úhlu natočení klik ergometru. Průměrné intervaly svalové aktivity jsou znázorňovány vodorovnými pruhy v grafu zachycujícím rozšířený rozsah -180° až $+270^\circ$. Pro každý sval je vyneseno pouze jeden interval aktivity.

3.6 Hodnocení podobnosti průběhů

U konkrétní pohybové aktivity lze v zásadě vyhodnocovat podobnost průběhu obálky elektromyografického signálu v různých pohybových cyklech u téhož svalu a subjektu, podobnost zprůměrovaných průběhů obálky u různých svalů téhož subjektu nebo podobnost zprůměrovaných průběhů obálky téhož svalu u různých subjektů.

V článku [CAM07] nalezneme měřítko pro posouzení opakovatelnosti obálky v jednotlivých pohybových cyklech. Nejprve se z K pohybových cyklů spočítá průměrná interpolovaná obálka dle vztahu

$$\bar{x}_i = \frac{1}{k} \sum_{j=1}^k X_{i,j}, \quad (3-2)$$

kde i nabývá hodnot 1 až 100, což je počet vzorků interpolované obálky. Poté se vypočte průměrná směrodatná odchylka; [CAM07] pro tento účel uvádí vzorec

$$\bar{S} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\frac{1}{k-1} \sum_{j=1}^k (X_{ij} - \bar{x}_i)^2 \right)^{1/2}. \quad (3-3)$$

Vzorec lze chápat tak, že pro každý vzorek interpolované obálky se vypočte směrodatná odchylka hodnot z jednotlivých realizací obálek od hodnoty průměrné obálky. Tyto směrodatné odchylky se pak zprůměrují přes všechny body interpolované obálky. V [CAM07] byla tato veličina použita jednak k posouzení opakovatelnosti aktivačního profilu svalu při vyhodnocení jednoho kanálu ve více pohybových cyklech, jednak k porovnání různých kanálů z pole elektrod nalepených na stejném svalu, a to při stejném pohybovém cyklu. Lze předpokládat, že navržená veličina neumožňuje vyhodnocovat podobnost činnosti různých svalů téhož subjektu ani stejných svalů u různých subjektů, neboť z důvodu absence normování jsou vypočtené hodnoty závislé na zesílení signálu.

Další pomůckou pro posouzení opakovatelnosti svalové aktivity mohou být grafy zachycující interpolované obálky ze všech pohybových cyklů nakreslené přes sebe, rovněž použité v článku [CAM07].

Autoři [WRE06] používali vzájemnou korelaci průměrných průběhů vyhlazeného elektromyografického signálu počítanou dle vztahu

$$R = \frac{\sum x_i y_i}{\left(\sum x_i^2 \right)^{1/2} \left(\sum y_i^2 \right)^{1/2}} \quad (3-4)$$

přes všechny indexy i stejně dlouhých vektorů x a y . Účelem však nebylo posuzovat opakovatelnost pohybu, ale podobnost aktivačních profilů u různých svalů, pohybových aktivit či subjektů.

K posouzení podobnosti průběhů obálek elektromyografického signálu se korelace používala i v [DOR08]. Se vzájemnou korelací se setkáme také v [IVA04], tentokrát ve formě korelační funkce použité nejenom k posouzení podobnosti dvojice časových průběhů, ale i ke zjištění jejich

vzájemného časového posunu. Účelem bylo posoudit podobnost vyhlazených průběhů jehlových a povrchových elektromyografických signálů.

4 Databáze signálů

Většina zpracovávaných signálů pochází z Univerzity Karlovy, Fakulty tělesné výchovy a sportu. Signály byly pořizovány zpravidla v rámci diplomových a disertačních prací na Katedře sportů v přírodě a předávány ke zpracování v ucelených sadách.



Obr. 4-1: Pořizování elektromyogramů během chůze v přirozeném prostředí. Snímek ze sady 2012_11 – Dančová.

Katedra sportů v přírodě si velmi zakládá na provádění výzkumu v reálných podmínkách, v nichž se zkoumaný sport obvykle provozuje. Proto například záznamy chůze či běhu nejsou obvykle pořizovány na běžeckém páse v tělocvičně, ale v plenéru na louce či trávníku, jak ilustruje obrázek 4-1. Pohyb sledovaného subjektu je v takovém prostředí přirozenější a zachycuje ovšem i vlivy drobných nepravidlostí terénu.

Paleta zkoumaných fyzických aktivit zahrnuje přirozené lokomoční pohyby (chůze, běh) a jejich různé modifikace – chůze v botách či naboso, po různě skloněném terénu, s holemi (Nordic walking) apod. Na ně navazují další pohybové aktivity jako jízda na kole (s různými druhy treter), veslování či běh na lyžích (včetně kolečkových lyží). Mezi vyloženě sportovní pohyby patří karatistické údery, výpady v šermu či odpaly míčku ve florbale.

Název sady	Pohybová aktivita	Počet souborů	Počet subjektů	Počet kanálů EMG	Počet kanálů mechanické veličiny	Počet kanálů triggeru
2011_04 Čapková	jízda na koni při hipoterapii	24	3	10	0	0
2012_05 Kračmar	pohyby paže po plastice prsu	6	3	7	0	0
2011_10 Pavelka	údery v karate	4	1	12	3	1
2011_1111 Chrástková	běh na lyžích, kolečkových lyžích, bruslo-lyžích, jízda na kole, chůze	33	1	12	0 až 2	0
2011_1207 Bačáková		24				
2011_1208 Bačáková	chůze, jízda na kole	24	3	16	0	0
2012_0120 Škopek	Nordic walking, chůze	18	9	12	0	0
2012_0609 Bačáková	chůze, běh (i naboso)	16	4	16	0	0
2012_0817 Mikulíková	Nordic walking, chůze (do kopce a z kopce)	92	10	16	4 (jen u 2 subj.)	0
2012_11 Dančová	chůze na trávě a pásu	22	11	10	0	0
2012_11 Bačáková	lezení na lezeckém trenažéru	4	2	9	0	0
2012_1130 Bačáková	veslování	5	?	12	0	0
2012_1209 Řebíček		24	6	16	0	0
2013_0125 Bezoušková	tančení salsy, chůze na podpacích	6	nízká kvalita, nevhodné pro zpracování			
2013_0129 Bačáková	florbalové odpaly	4	1	16	0	0
2013_0408 Balkó	výpady v šermu	145	29	5 až 14	0	1
2013_0411 Kračmar	statické namáhání při různých sklonech těla	12	4	10	0	0
2013_0426 Horyna	lyžování	12	2	11	0	0
2013_0427 Chrástková	běh na lyžích	26	7	16	0	0
2013_0614 Chrástková	běh na kolečkových lyžích	18	3	8	0	1
2014_0307 Balkó	výpady v šermu	1	1	10	0	1

Tab. 4-1: Seznam sad elektromyografických signálů a pohybových aktivit.

Počty subjektů v každé sadě se liší v závislosti na záměrech a možnostech daného výzkumu; celkem jsou v naší databázi signály asi od sta osob. Zpravidla se jedná o osoby, které provozují danou sportovní aktivitu závodně nebo alespoň rekreačně a mají zafixované příslušné pohybové stereotypy. Tím se potlačuje postupná adaptace na novou pohybovou aktivitu, která by nežádoucím způsobem ovlivnila výsledky. Každá měřená osoba musela před zahájením měření udělit svůj informovaný souhlas v souladu s požadavky Univerzity Karlovy v Praze, Fakulty tělesné výchovy a sportu.

Tabulka 4-1 shrnuje všechny zpracované sady elektromyografických signálů a uvádí i podrobnosti o fyzických aktivitách a elektromyografickém záznamu. Rozšířenou verzi tabulky včetně seznamu svalů, z nichž byl snímán elektromyografický signál, uvádí Příloha A: Seznam zpracovaných sad signálů.

4.1 Pořizování elektromyogramů



Obr. 4-2: Elektromyografické záznamové zařízení ME6000. Převzato od Mega Electronics Ltd.

K pořizení většiny elektromyografických signálů byl použit přenosný aparát Biomonitor ME6000 od finské firmy Mega Electronics Ltd zachycený na obrázku 4-2. Toto zařízení umožňuje pořizovat až šestnáctikanalový elektromyografický záznam. Vstupní obvody dosahují činitele potlačení souhlasného rušení typicky 110 dB. Pro digitalizaci byla obvykle volena vzorkovací frekvence 1 kHz (v každém kanálu); rozlišení převodníku je pevně čtrnáctibitové.

Biomonitor ME6000 umožňuje zaznamenávat i signály reprezentující mechanické veličiny: zrychlení (včetně úhlového) nebo tlak. To je sice výhodné pro segmentaci záznamu, nicméně snižuje se tím počet kanálů dostupných pro elektromyografické signály. Z toho důvodu jsou záznamy mechanické veličiny obsaženy jen v menší části náměrů. Zejména pro potřeby pozdější detailní analýzy pohybu je však obvykle pořizován synchronizovaný videozáznam.

Ke snímání biologických signálů se používají samolepicí povrchové kruhové Ag-AgCl elektrody nalepené na místa maximální kontrakce. Tyto body jsou palpačně vyhledávány fyzioterapeutem při uměle vyvolaném zatížení svalů. Pro vytvoření dobrého kontaktu je pokožka před nalepením elektrod očištěna. Výhodou povrchových elektrod je jejich snadná a bezbolestná aplikace bez narušení celistvosti pokožky. Z těchto důvodů jsou upřednostňovány před jehlovými elektrodami.

Přenosné záznamové zařízení je umístěno na vhodném místě těla sledované osoby – zpravidla u pasu – a soustavou vodičů je propojeno s povrchovými elektrodami. Nahrávání elektromyografických signálů (a případně i videa) se spouští vždy před zahájením sledované pohybové aktivity a ukončuje se až po skončení pohybové aktivity, takže záznam požadovaného ustáleného pohybu je obklopen úseky, které nejsou určeny k dalšímu zpracování. Testovací dráha (resp. doba vykonávání sledovaného pohybu) je volena tak, aby byl zachycen dostatečný počet pohybových cyklů.

Intenzita fyzické zátěže bývá pouze mírná až střední, neboť záměrem obvykle není vyvolat zřetelnou svalovou únavu, jež by způsobila změny ve svalové koordinaci popisované například v [BIL05]. Také tempo je voleno tak, aby jej sledovaný subjekt byl schopen udržet po celou dobu nahrávání. Mezi jednotlivá měření se zařazuje pauza na odpočinek.

Měření každé fyzické aktivity se zpravidla provádí dvakrát. Mezi jednotlivými náměry se mimo jiné ověřuje, zda nedošlo k odlepení některé elektrody nebo k odpadnutí snímacího vodiče.

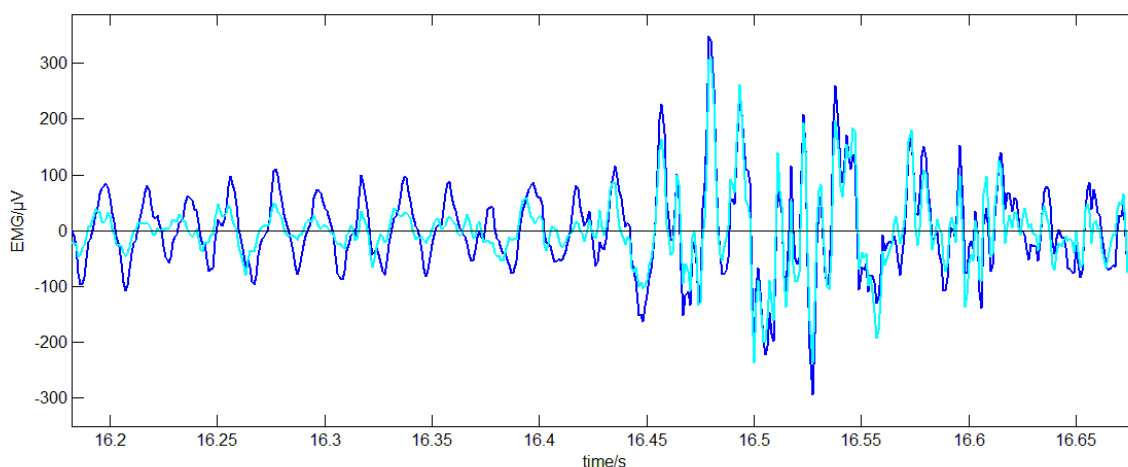
5 Metodika a vlastní řešení

5.1 Potlačení technických a biologických artefaktů

Při zpracování signálů za účelem detekce svalové aktivity jsme neprováděli žádné cílené potlačení biologických artefaktů. Měřeny byly obvykle velké svaly ležící v blízkosti povrchu těla, takže významné přeslechy od okolních svalů se neočekávaly. Nadto by je s ohledem na použitou záznamovou metodu a aparaturu bylo jen obtížně možné potlačit. Artefakt od srdečního svalu byl pozorován jen výjimečně a s tak malou amplitudou oproti užitečnému elektromyografickému signálu, že jsme jej mohli zanedbat.

5.1.1 Potlačování síťového rušení

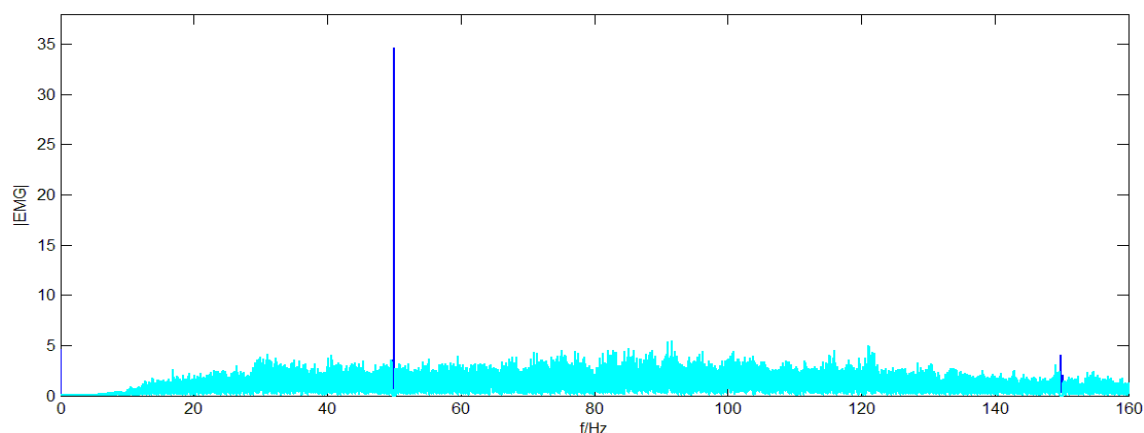
Většina elektromyografických signálů, které jsme zpracovávali, neobsahovala zřetelné rušení síťovým kmitočtem 50 Hz. K nahrávání se obvykle používal přenosný aparát ME 6000 Biomonitor od firmy Mega Electronics Ltd, jehož promyšlená konstrukce při správném připojení elektrod rušivé signály z okolí účinně potlačuje.



Obr. 5-1: Elektromyografický signál trapézového obsahující rušení z napájecí sítě (tmavá křivka) a odrušený signál (světlejší křivka). Signál pochází z trapézového svalu; první polovina zobrazeného intervalu odpovídá klidovému stavu, na něj navazuje počátek slabé kontrakce. (Sada 2013_0408 – Balkó)

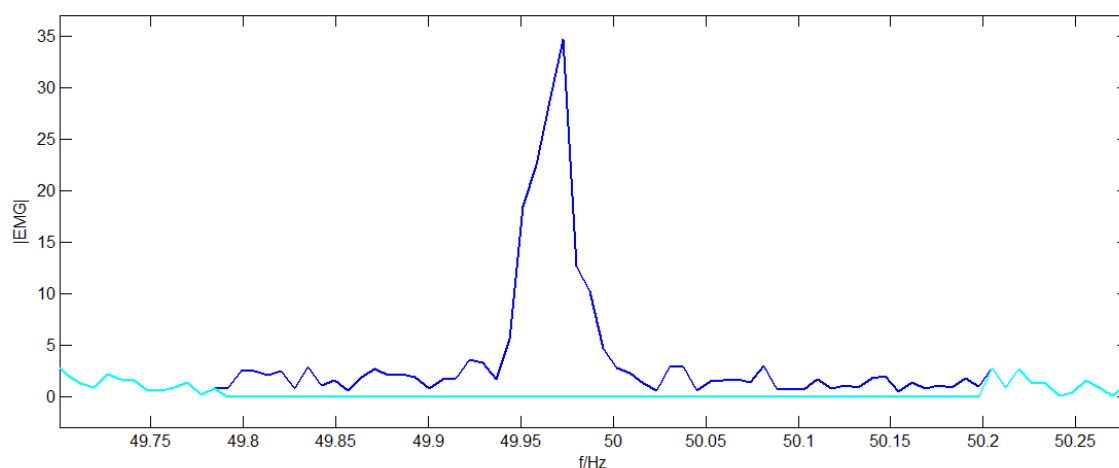
Malá část záznamů byla přesto postižena významným výskytem síťového rušení, jak lze zřetelně vidět na příkladu na obrázku 5-1. Příznivým důsledkem vysoké stability kmitočtu napájecí sítě i kmitočtu A/D převodníku je úzkopásmový charakter rušivých složek. Menší komplikací může být pouze výskyt vyšších harmonických složek. Z obrázku 5-2 je zřejmé, že amplituda složek na lichých násobcích základní frekvence 50 Hz podle očekávání poměrně rychle klesala: úroveň složky na 150 Hz byla typicky přibližně o 20 dB nižší než složky na 50 Hz. Přestože se vyšší harmonické

složky nepodílely významným způsobem na deformaci užitečného signálu, byly také předmětem předzpracování signálu.



Obr. 5-2: Část amplitudových spekter elektromyografických signálů z obrázku 5-1. Spektrum signálu s rušivými složkami na 50 a 150 Hz (tmavá křivka) je z větší části dokonale překryté spektrem odrušeného signálu (světlejší křivka).

Vzhledem k tomu, že jsme neprováděli zpracování v reálném čase, zvolili jsme metodu spočívající v převedení celého zpracovávaného signálu do frekvenční oblasti, vynulování nežádoucích frekvenčních složek a zpětné transformaci spektra do časové oblasti. Výhodou tohoto postupu je možnost snadno upravovat rozsahy odstraňovaných kmitočtů a zejména přesné zachování všech ostatních částí spektra.



Obr. 5-3: Detail amplitudových spekter z obrázku 5-2: tmavá křivka náleží spektru původního elektromyografického signálu s rušením, světlejší křivka je spektrem odrušeného signálu; na okrajích zachyceného intervalu se spektra dokonale překrývají.

Při zpracování se ukázalo, že rušivé kmitočty obvykle neleží přesně na kmitočtu 50 Hz a lichých násobcích této hodnoty, jak je patrné z detailu amplitudového spektra na obrázku 5-3. Tyto posuny mohou být způsobeny odchylkou kmitočtu napájecí sítě či kmitočtu vzorkovacího obvodu v analogově-digitálním převodníku záznamového zařízení. Z toho důvodu jsme pro nulování frekvenčních složek volili poněkud větší poloměr okolo očekávaných hodnot, konkrétně 0,2 Hz. To je rovněž zřetelné z detailu amplitudových spekter na obrázku 5-3.

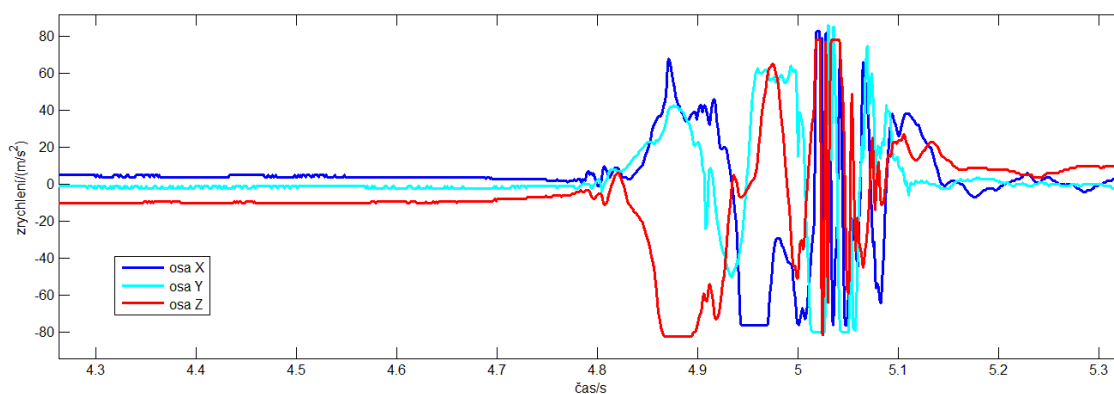
Na obrázku 5-1 lze porovnat časový průběh původního a odrušeného signálu. Větší rozdíly jsou zřetelné na klidovém úseku v první polovině zachyceného intervalu, kde úroveň rušení vysoce přesahovala užitečný signál.

5.2 Segmentace a interpolace signálu

Naměřené signály byly nejprve vizuálně zkontrolovány a počáteční a závěrečné úseky odpovídající neustálenému pohybu byly z dalšího zpracování vyloučeny. Počátek a konec zpracovávaného úseku se zadává ručně.

5.2.1 Segmentace odvozená ze záznamu mechanické fyzikální veličiny

U několika sad náměrů jsme měli k dispozici kromě záznamu elektrické aktivity svalů také signály popisující mechanický pohyb. V případě sady 2011_10 – Pavelka se jedná o tříkanálový signál akcelerometru popisující zrychlení ve třech osách prostoru při karatistických úderech. Ukázku vidíme na obrázku 5-4.

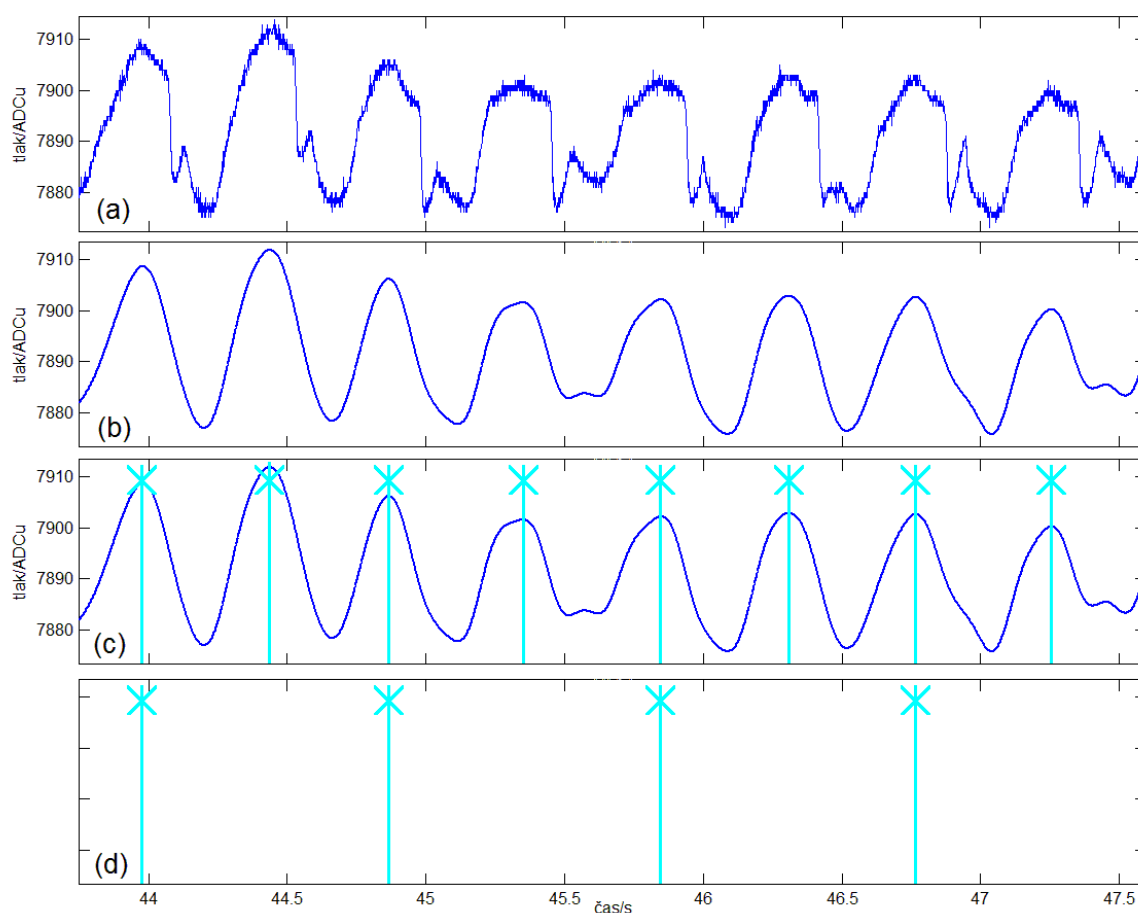


Obr. 5-4: Zrychlení ve třech osách prostoru při karatistickém úderu do pytle. Neupravený signál ze záznamového zařízení.

Z obrázku 5-4 je patrné, že při pohybu docházelo k opakovanému překročení rozsahu snímače. Nejprve se patrně jednalo o důsledek velkého zrychlení při uvedení paže do pohybu (limitace mezi časem 4,85 s a 5,0 s), následně se pak projevvalo ještě větší přebuzení při samotném

úderu do pytle (mezi časem 5,0 s a 5,1 s), kde pozorujeme i prudké zákmity. Použitý akcelerometr nepochybně nebyl vhodný pro takto dynamický pohyb. Dále je z obrázku 5-4 zřejmé, že snímač nebyl zkalibrován v klidovém stavu, neboť před zahájením pohybu (i v podstatně delším úseku než je zachycen na obrázku) vykazuje nenulové hodnoty zrychlení.

Signál akcelerometru přesto umožňuje dosti přesně odvodit alespoň počátek pohybu, a to například prahováním zrychlení v jednotlivých osách. Předtím je ovšem nezbytné odečíst nenulovou klidovou hodnotu a provést filtraci dolní propustí, aby se potlačil kvantovací šum (patrný v první polovině obrázku 5-4).



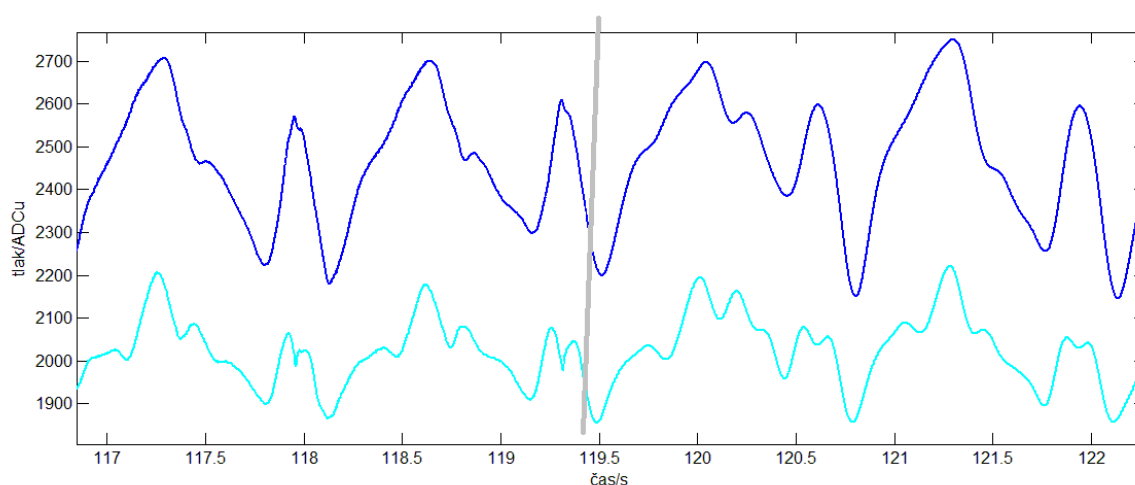
Obr. 5-5: Odvození segmentace ze signálu tlakového snímače umístěného v obuvi (příklad pro subj. 7, 2. měření, chůze ze svahu): signál tlakového snímače (a), filtrovaný signál (b), detekovaná lokální maxima (c), rozhraní pohybových cyklů coby posloupnost maxim podrobená decimaci.

Odlíšný způsob zpracování vyžaduje signál tlakového snímače umístěného v obuvi měřené osoby. Princip vidíme na obrázku 5-5 zachycujícím zpracování signálu tlakového snímače nahraného během chůze ze svahu. Z průběhu (a) je patrný šum vzniklý v důsledku kvantování, který je nezbytné odstranit filtrací dolní propustí: výsledek znázorňuje obrázek 5-5 (b). Tento průběh již umožňuje odvození segmentačního signálu detekcí lokálních extrémů. Jeden pohybový cyklus

(dvojkrok) trval přibližně 1 s a odpovídají mu tedy dvě „periody“ průběhu tlaku. Na obrázku 5-5 (c) jsou vyznačena lokální maxima splňující podmínku minimální vzájemné vzdálenosti 0,4 s – tímto způsobem je potlačena detekce méně významných extrémů v čase 45,6 s a 47,4 s. Protože jednomu pohybovému cyklu odpovídají v tomto případě dvě „periody“ a tedy dvě detekovaná lokální maxima, je získaná posloupnost detekovaných bodů podrobena decimaci faktorem 2. Obrázek 5-5 (d) zachycuje výsledná rozhraní pohybových cyklů. Pro účely studia svalové koordinace není podstatné, zda jsou při decimaci vynechány liché či sudé členy posloupnosti detekovaných bodů.

Průběhy signálu tlakového snímače v obuvi se při různých fyzických aktivitách značně liší. Porovnání nám umožní některé záznamy obsažené v sadách 2011_1111 – Chrástková a 2012_0817 – Mikulíková. V první sadě nalezneme záznamy z chůze, běhu na lyžích a jízdy na kole, ve druhé sadě jsou pak náměry chůze s holemi (Nordic walking) i bez holí ve skloněném terénu. Část záznamů z těchto sad zahrnuje i vícekanálový signál z tlakového snímače v botě. Obvykle jsou použitelné pouze dva kanály (signál ze snímače ve špičce boty), neboť snímač v patě neposkytuje užitečný signál o přijatelné amplitudě.

Níže popsané záznamy běhu na lyžích a jízdy na kole tedy pocházejí z balíku 2011_1111 – Chrástková a zachycují jediný subjekt. Signály tlakového snímače obsahovaly drobnější zákmity, které byly z větší části potlačeny filtrací dolní propustí s mezním kmitočtem propustného pásma 7,4 Hz. Takto vysoký mezní kmitočet byl volen s úmyslem nezkruslit polohu a špičatost lokálních extrémů detekovaných za účelem segmentace. Časovému posunutí filtrovaného signálu se předešlo využitím dopředné a zpětné filtrace (funkcí `filtfilt` v MATLABu).

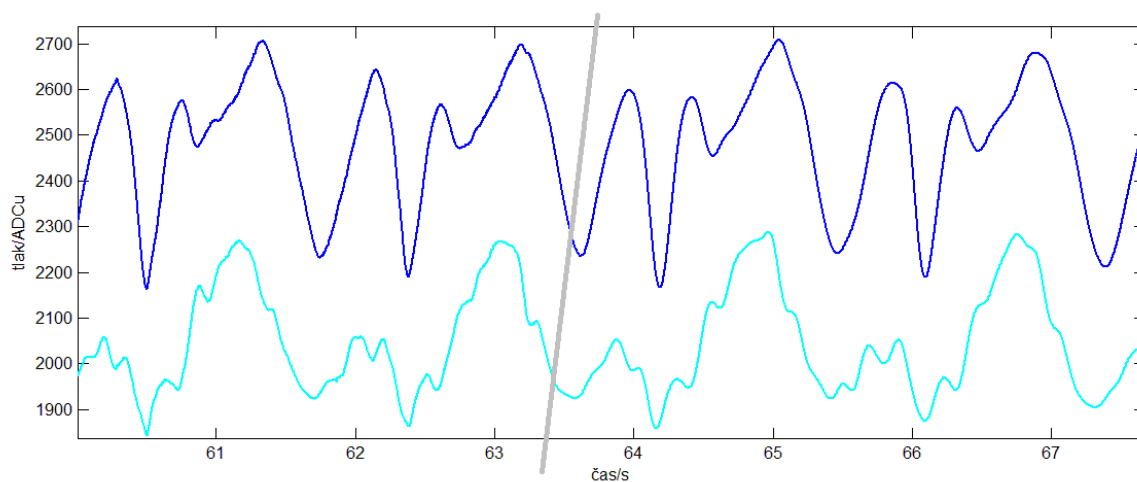


Obr. 5-6: Záznam tlakových snímačů v levé botě při běhu na lyžích (klasický styl). Vlevo jsou nefiltrované signály, vpravo navazují signály filtrované dolní propustí. Zobrazeny jsou čtyři pohybové cykly. Nekalibrováno.

Časové průběhy signálů uváděné jako příklad zachycují v levé části nefiltrovaný signál a v pravé navazující části signál podrobený filtraci. Jelikož se signály využívají pouze k detekci lokálních extrémů, nebylo třeba je jakýmkoliv způsobem kalibrovat.

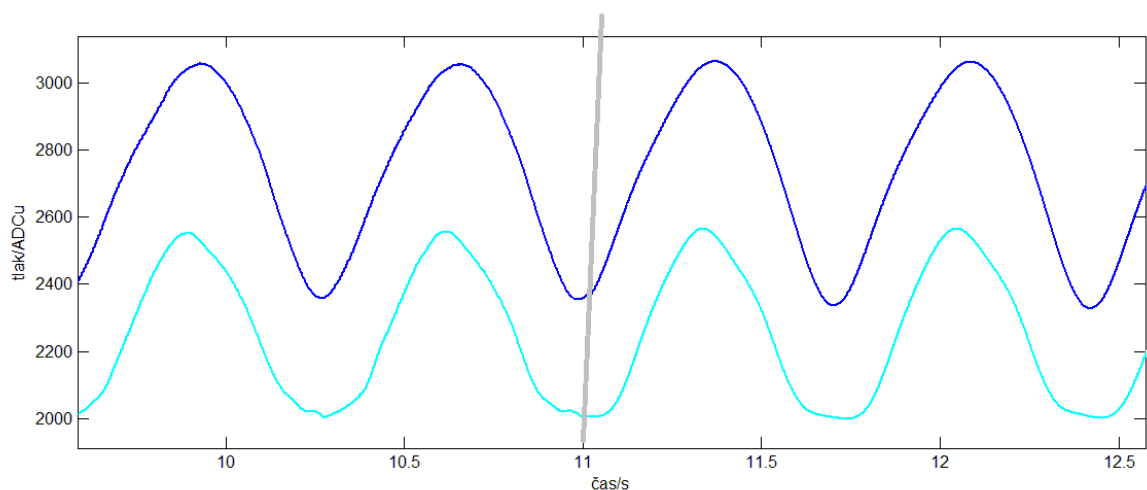
Běh na lyžích

Obrázek 5-6 zachycuje průběh signálu tlakových snímačů umístěných v botě při běhu na lyžích klasickým stylem. Oba kanály vykazují v každém pohybovém cyklu (o délce asi 1,5 s) jednoznačně detekovatelné ostré maximum. V případě využití maxim druhého kanálu (s nižšími hodnotami) k segmentaci je třeba určité obezřetnosti, neboť lokálních extrémů se zde nalézá více a nelze vyloučit, že by nepatrná změna pohybu v některém cyklu zvýraznila jiné lokální maximum – náznak vidíme v čase 120,2 s, v němž následují dvě lokální maxima se srovnatelnou amplitudou. Závěry ohledně lokálních minim jsou podobné.



Obr. 5-7: Záznam tlakových snímačů v levé botě při běhu na lyžích (jednodobé bruslení). Vlevo jsou nefiltrované signály, vpravo navazují signály filtrované dolní propustí. Zobrazeny jsou čtyři pohybové cykly. Nekalibrováno.

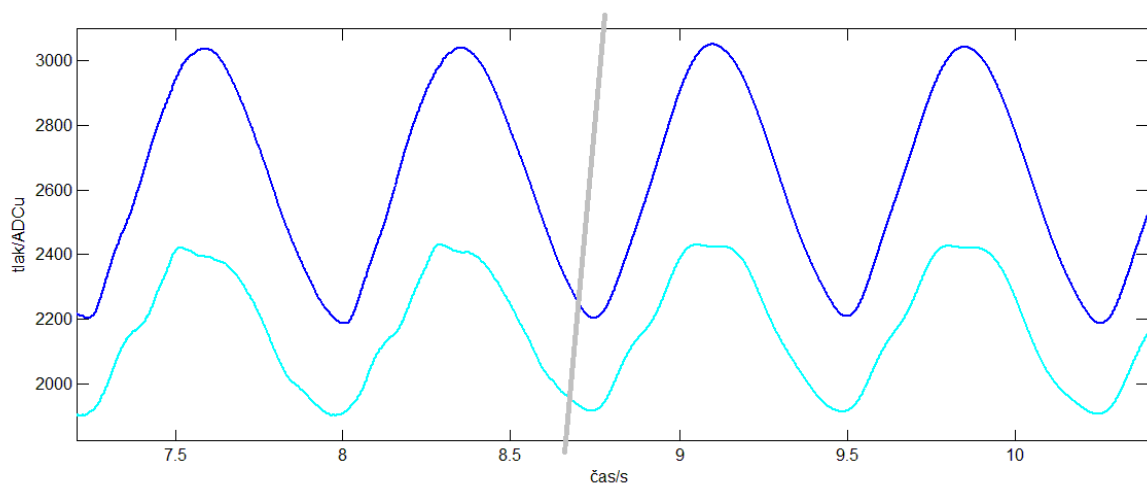
V případě jednodobého bruslení můžeme opět pozorovat v každém kanále jedno významné maximum v každém pohybovém cyklu, který v tomto případě trvá necelé dvě sekundy (obrázek 5-7). U druhého kanálu jsou však maxima poněkud nestabilní – v jejich těsné blízkosti se střídají konvexní a konkávní průběhy. Patrné je to na odlišných tvarech maxim druhého kanálu těsně před časem 65 s a 67 s. Charakter minim je podobný jako při jízdě klasickým stylem.



Obr. 5-8: Záznam tlakových snímačů v levé botě při jízdě na kole. Vlevo jsou nefiltrované signály, vpravo navazují signály filtrované dolní propustí. Zobrazeny jsou čtyři pohybové cykly. Nekalibrováno.

Jízda na kole

Signály tlakových snímačů umístěných v botě mají při jízdě na kole velmi příznivý průběh zachycený na obrázku 5-8. To je nepochybně dáno pravidelností pohybu, jehož změny i stupně volnosti jsou při této aktivitě výrazně omezeny. Oba průběhy vykazují v každém pohybovém cyklu (o délce asi 0,7 s) jediný pár lokálních extrémů, jejichž detekce za účelem segmentace je velmi jednoduchá. Signál prvního snímače (na obrázku 5-8 nahoře) umožňuje využít maxima i minima. V případě druhého signálu lze doporučit spíše jen využití lokálních maxim, neboť minima jsou poněkud méně ostrá.

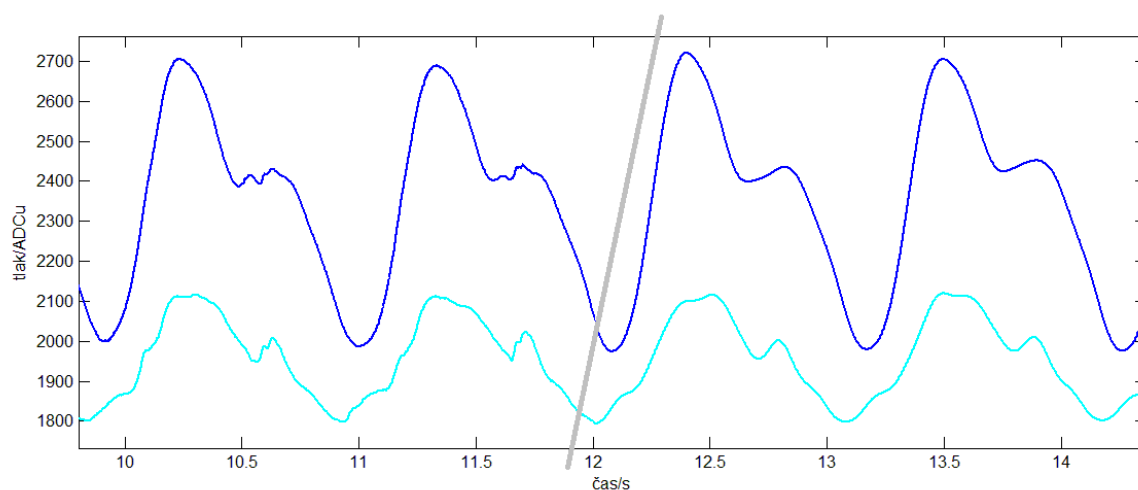


Obr. 5-9: Záznam tlakových snímačů v levé botě při jízdě na kole vestoje. Vlevo jsou nefiltrované signály, vpravo navazují signály filtrované dolní propustí. Zobrazeny jsou čtyři pohybové cykly. Nekalibrováno.

Výhodnější průběh prvního signálu vynikne při jízdě vestoje, jak dokládá obrázek 5-9. V tomto případě jsou k segmentaci použitelná lokální minima obou průběhů, ale na maxima se lze za tímto účelem spolehnout jen u horního průběhu.

Chůze

Signály tlakových snímačů zaznamenané u subjektu 1 během chůze (sada 2011_1111 – Chrástková) mají rovněž příznivý průběh ilustrovaný obrázkem 5-10, který je méně komplexní než při běhu na lyžích. První signál vykazuje v každém pohybovém cyklu jasně zřetelné maximum i minimum. Minima ve druhém kanále se také zdají být dostatečně spolehlivým podkladem pro segmentaci. To ovšem neplatí pro maxima, která jsou plochá a v jejich nápadné blízkosti se nacházejí inflexní body. Na spodním průběhu na obrázku 5-10 je proměnlivý tvar maxim jasně zřetelný.



Obr. 5-10: Záznam tlakových snímačů v levé botě při chůzi po rovině (subjekt 1). Vlevo jsou nefiltrované signály, vpravo navazují signály filtrované dolní propustí. Zobrazeny jsou čtyři pohybové cykly. Nekalibrováno.

Tlakové signály pocházející ze sady 2012_0817 – Mikulíková a zachycené na obrázcích 5-11 a 5-12 jsou komplikovanější. Předně se v nich projevuje výrazný kvantovací šum, který je nezbytné potlačit filtrací dolní propustí. Dále zde v každém pohybovém cyklu nalezneme obvykle dvě podobně velká maxima či minima, což komplikuje detekci jednotlivých cyklů.

Pro filtraci byla zvolena dolní propust s mezním kmitočtem propustného pásma 6,1 Hz. Uplatněním dopředné a zpětné filtrace (funkcí `filtfilt` v MATLABu) byla zajištěna stejná časová poloha původního i filtrovaného signálu.

U chůze proti svahu (na horní polovině obrázku 5-11) můžeme u subjektu 7 a do značné míry i u prvního měření subjektu 8 pozorovat dvě odlišně velká maxima v každém pohybovém cyklu o délce přibližně 1 s. V případě druhého měření 8. subjektu jsou již maxima nerozlišitelná a nadto se

v jednotlivých realizacích výrazně tvarově liší. Minima se ve všech čtyřech případech vyskytují v každém pohybovém cyklu ve dvojicích s velmi podobnou hodnotou. Zajímavé je, že u 7. subjektu je průběh originálního signálu v okolí minim podstatně strmější než u subjektu 8. Zvolený mezní kmitočet dolní propusti (6,1 Hz) způsobuje u sedmého subjektu značné odchýlení vyhlazeného signálu od původního průběhu, avšak časová poloha minim obou signálů je tím ovlivněna jen v malé míře. Celkově vzato se poloha minim jeví jako stabilnější a vhodnější pro účely segmentace.

Průběhy tlakového signálu při chůzi ze svahu (na dolní polovině obrázku 5-11) jsou rovněž zajímavé. Oba druhy lokálních extrémů se ve všech případech vyskytují v rámci pohybového cyklu ve dvojicích, jejichž členy nelze na základě hodnoty rozlišit. U osmého subjektu jsou maxima opět spíše plochá, pokaždé jinak tvarovaná a tudíž pro segmentaci nevhodná. Pozoruhodné je, že při chůzi ze svahu mají naopak minima osmého subjektu strmější okolí než v případě subjektu 7. V klesající části průběhů sedmého subjektu nemůžeme přehlédnout výrazné zákmity, které jsou ovšem filtrací téměř zcela potlačeny.

Aktivita	Subjekt	Maxima				Minima			
		Počet maxim	Tvarová odlišnost maxim	Ostré maximum	Použití k segmentaci	Počet minim	Tvarová odlišnost minim	Ostré minimum	Použití k segmentaci
běh na lyžích – bruslení	1	1/1	ano	ano	přímo	1/1	ano	ano	přímo
běh na lyžích – klasika	1	1/1	ano	ano	přímo	1/1	ano	ano	přímo
jízda na kole	1	1/1	-	ano	přímo	1/1	-	ano/ne	přímo
jízda na kole vestoje	1	1/1	-	ano/ne	přímo	1/1	-	ano	přímo
chůze po rovině	1	1/1	-	ano/ne	přímo	1/1	-	ano	přímo
chůze proti svahu	7/1	1	ne	ano	přímo	2	ne	ano	po decimaci
	7/2	2	ne	ano	po decimaci	2	ne	ano	po decimaci
	8/1	2	ne	ano	po decimaci	2	ne	ano	po decimaci
	8/2	2	ne	ne	po decimaci	2	ne	ano	po decimaci
chůze ze svahu	7/1	2	ne	ano	po decimaci	2	ne	ne	po decimaci
	7/2	2	ne	ano	po decimaci	2	ne	ne	po decimaci
	8/1	2	ne	ne	po decimaci	2	ne	ano	po decimaci
	8/2	2	ne	ne	po decimaci	2	ne	ano	po decimaci
chůze s holemi proti svahu	7/1	2	ne	ano	po decimaci	2	ne	ano	po decimaci
	7/2	1	ne	ano	přímo	2	ne	ne	po decimaci
	8/1	2	ne	ne	po decimaci	2	ne	ano	po decimaci
chůze s holemi ze svahu	8/2	2	ne	ano	po decimaci	2	ne	ano	po decimaci
	7/1	2	ne	ano	po decimaci	2	ne	ne	po decimaci
	7/2	2	ne	ano	po decimaci	2	ne	ne	po decimaci
	8/1	2	ne	ne	po decimaci	2	ne	ano	po decimaci
	8/2	2	ne	ne	po decimaci	2	ne	ano	po decimaci

Tab. 5-1: Parametry signálu tlakového snímače při různých aktivitách. Počet maxim a minim udává počet výrazných a jasně detekovatelných extrémů v pohybovém cyklu, nikoliv počet všech lokálních extrémů. Lomené údaje se vztahují k jednotlivým kanálům, jež jsou zmíněny v textu.

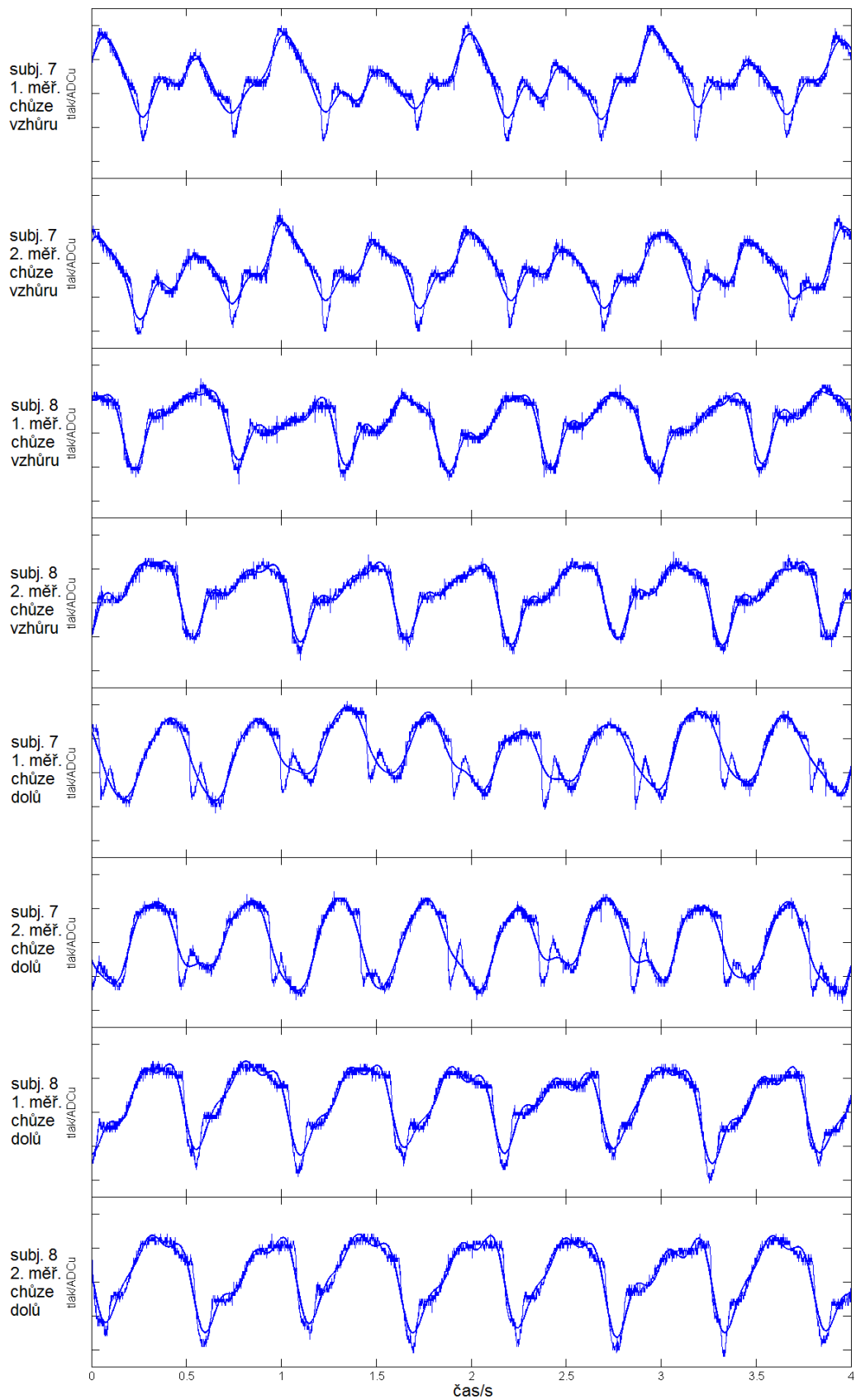
Při chůzi s holemi proti svahu (na horní polovině obrázku 5-12) se jedno významně odlišné lokální maximum v každém pohybovém cyklu nachází jen v záznamu druhého měření sedmého subjektu. V ostatních případech je v každém cyklu vždy dvojice maxim podobné velikosti. Totéž platí

i pro lokální minima, jež jsou ve všech případech ostřejší než maxima. Přinejmenším ve druhém měření 7. subjektu se však lokální minima vyskytují nepravidelně a jsou tudíž pro segmentaci nevhodná. Oba průběhy subjektu 7 jsou poněkud méně pravidelné.

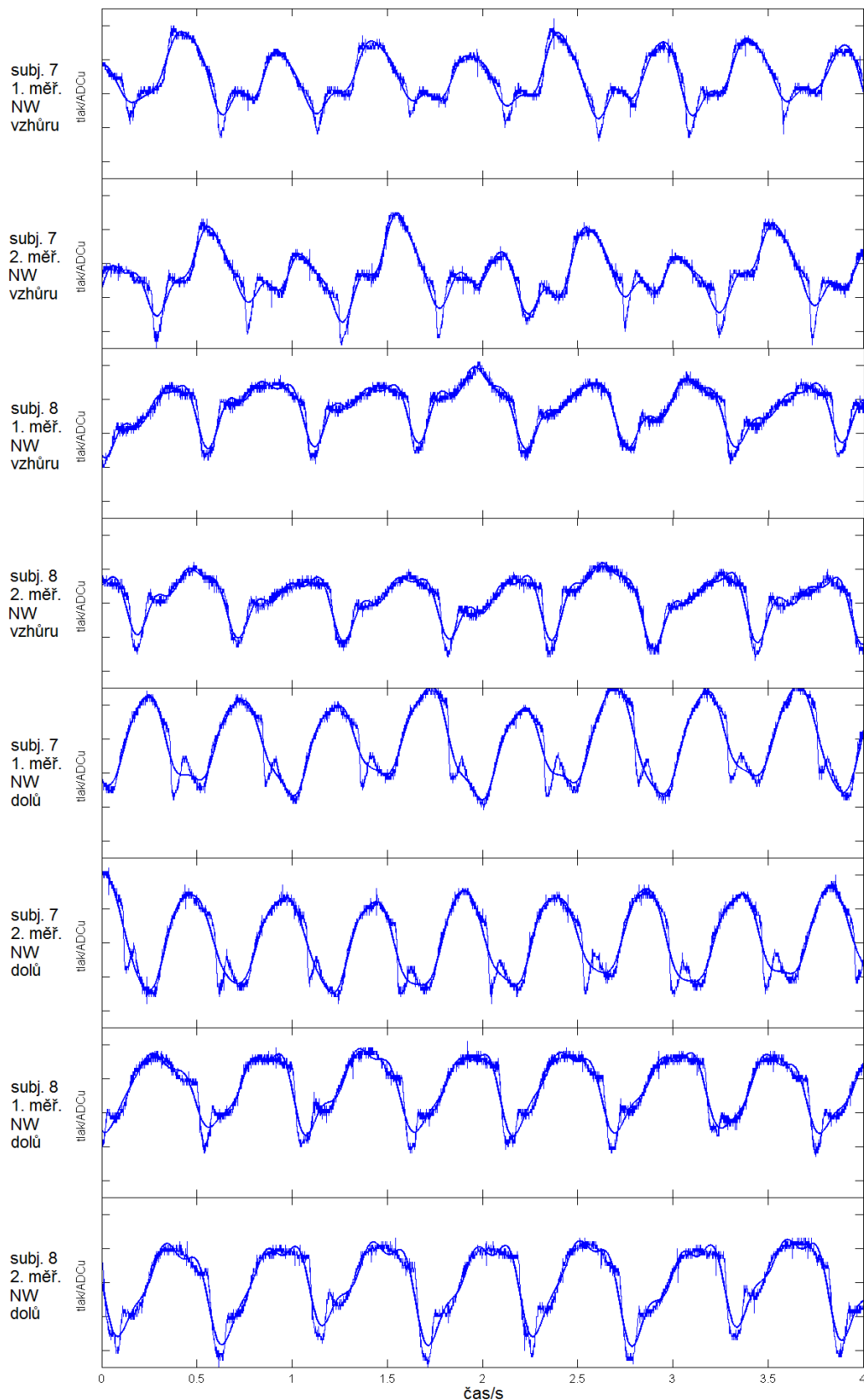
Nordic walking (na dolní polovině obrázku 5-12) ze svahu přináší opět odlišné průběhy signálů tlakových snímačů. Dvojice lokálních extrémů nejsou v jednotlivých pohybových cyklech rozlišitelné v žádném ze čtyř případů. Maxima se zdají být pro účely segmentace přijatelná; naopak u lokálních minim je situace složitější. U sedmého subjektu vidíme v sestupných částech průběhu překmity, které se filtrací podařilo odstranit pouze částečně, neboť na rozdíl od chůze ze svahu bez holí mají nyní převážně jen zápornou polaritu a zkreslují polohu minim. U osmého subjektu jsou minima detekovatelná lépe.

Původ zmíněných překmitů je nejasný a vyžadoval by detailní rozbor umístění tlakových snímačů, k němuž však nemáme dostatečné podklady. Proto také zůstává otázkou, zda překmity při chůzi sedmého subjektu ze svahu nemají stejný původ jako ostřejší minima osmého subjektu při téže aktivitě. Ta jsou však přinejmenším při chůzi s holemi podstatně pravidelnější nežli překmity u sedmého subjektu, jak je patrné z obrázku 5-12.

Tabulka 5-1 shrnuje charakteristiky všech zmíněných segmentačních signálů. Jak je z uvedeného popisu i z tabulky zřetelné, algoritmus pro odvození rozhraní pohybových cyklů se musí přizpůsobovat nejenom různým pohybovým aktivitám, ale i jednotlivým subjektům měřeným během téže aktivity.



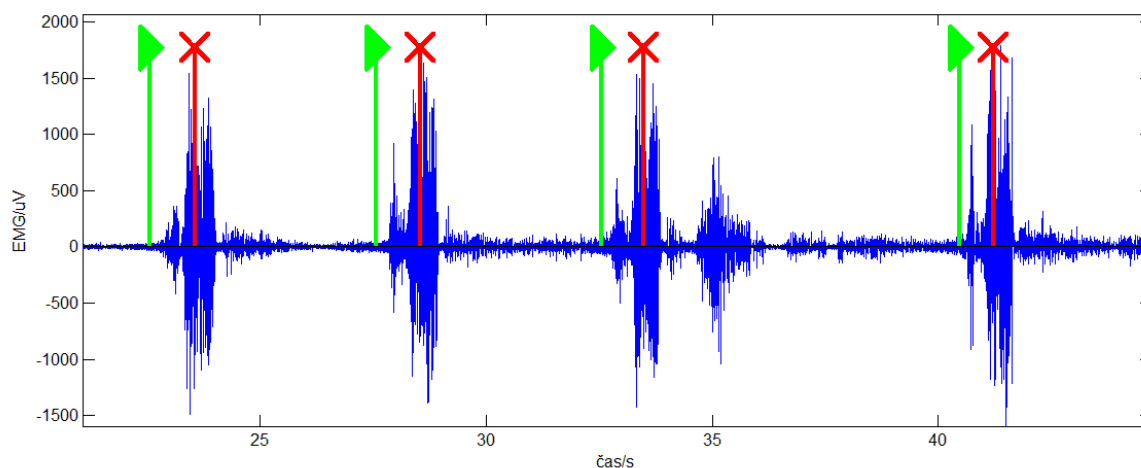
Obr. 5-11: Záznam tlakových snímačů v botě při chůzi proti svahu a ze svahu u čtyř subjektů. Zachyceny jsou původní signály i signály filtrované dolní propustí (vyhlazené křivky) přibližně ve čtyřech pohybových cyklech (dvojkrocích) o délce kolem 1 s. Nekalibrováno.



Obr. 5-12: Záznam tlakových snímačů v botě při chůzi s holemi proti svahu a ze svahu u čtyř subjektů. Zachyceny jsou původní signály i signály filtrované dolní propustí (vyhlazené křivky) přibližně ve čtyřech pohybových cyklech (dvojkrocích) o délce kolem 1 s. Nekalibrováno.

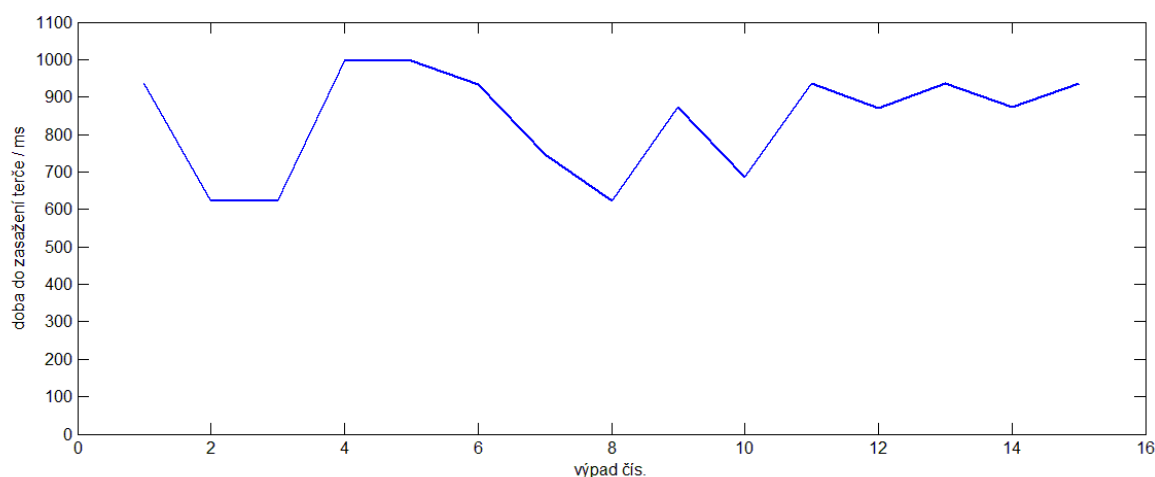
5.2.2 Segmentace odvozená z časových značek v záznamu

Obsáhlý balík se záznamy šermířských výpadů 2013_0408 – Balkó obsahuje kromě elektromyografických signálů také časové značky. Jedná se o párové značky umístěné v okamžiku pokynu k výpadu a v okamžiku zasažení terče (obrázek 5-13).



Obr. 5-13: Časové značky v místě pokynu k výpadu (trojúhelník) a zásahu terče (křížek) při výpadech v šermu. Elektromyografický signál na pozadí náleží m. deltoideus medialis sin. subjektu 241.

Práce s těmito značkami je jednoduchá a přímočará a značně usnadňuje zpracování záznamů, neboť jednotlivé výpady následují v nepravidelných intervalech. Pouze u některých záznamů se vyskytují liché značky vzniklé jako důsledek nahrávacích chyb. Tyto je nutné před dalším zpracováním ručně odstranit.

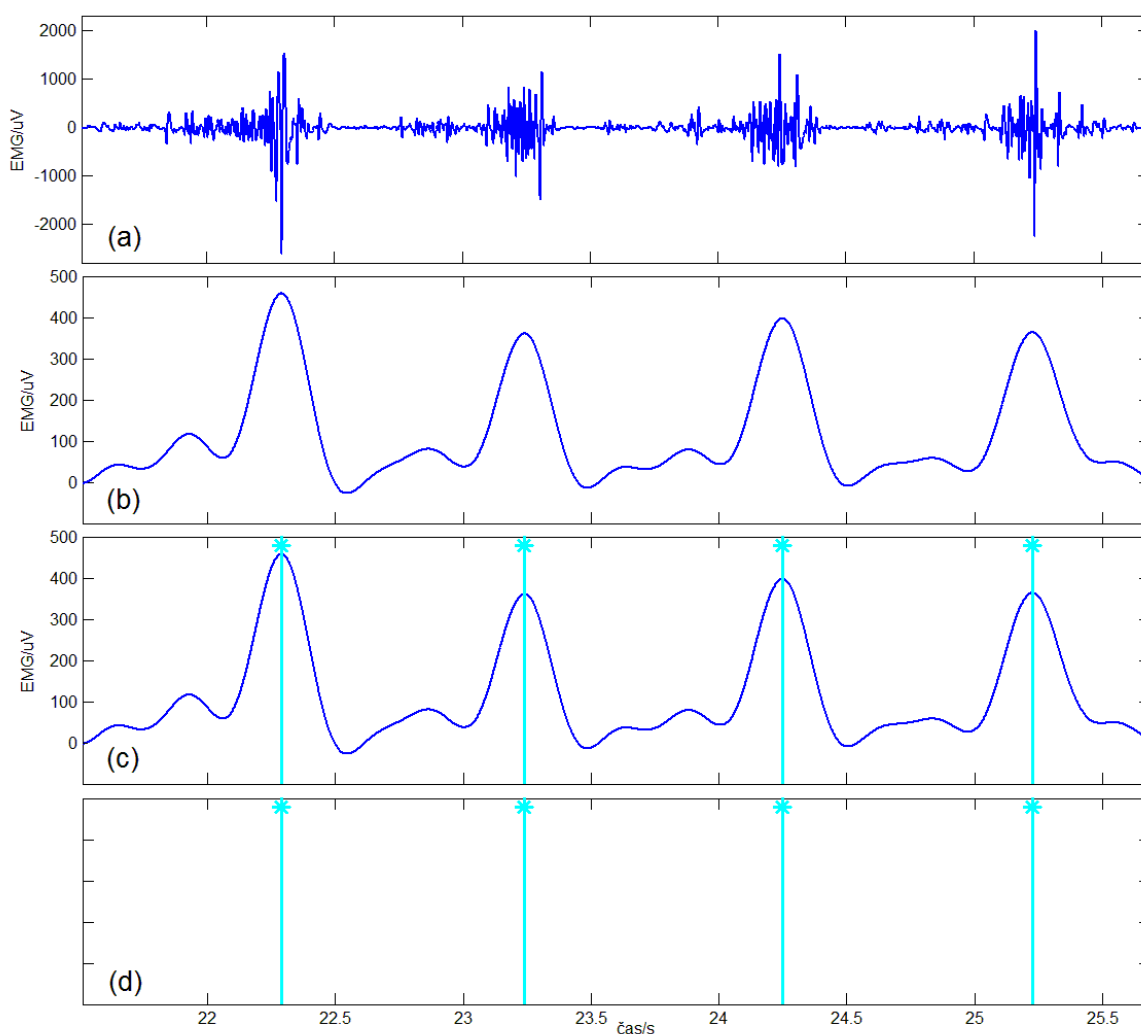


Obr. 5-14: Prodleva mezi pokynem k výpadu a zásahem terče u subjektu 241.

Časové značky umožňují kromě segmentaci i statistické vyhodnocení rychlosti zasažení terče. Obrázek 5-14 zachycuje posloupnost prodlev mezi pokynem k výpadu a zásahem.

5.2.3 Segmentace odvozená z elektromyografického signálu

Není-li k dispozici jiný segmentační signál, nezbývá než provést segmentaci záznamu podle některého elektromyografického kanálu. Výběr vhodného kanálu není zcela jednoduchou záležitostí. Ideální by bylo vycházet z fyziologické podstaty a segmentovat podle takového svalu, jehož elektrická aktivita nejvíce souvisí s vnějšími mechanickými ději, tedy s pohybem sledovaného subjektu. Prakticky je však nutné vycházet zejména z použitelnosti jednotlivých elektromyografických signálů k detekcím prováděným za účelem segmentace.



Obr. 5-15: Odvození segmentace z elektromyografického signálu *m. latissimus dorsi dx.* (příklad pro subj. 7, 2. měření, chůze ze svahu): elektromyografický signál (a), obálka elektromyografického signálu (b), detekovaná lokální maxima (c), rozhraní pohybových cyklů coby posloupnost maxim.

Při výběru kanálu pro segmentaci jsme tedy obvykle vycházeli z vizuálního posouzení a porovnání všech kanálů. Vytipovány pak byly kanály vykazující v každém pohybovém cyklu jasné a ostré maximum elektrické aktivity a vyznačující se pravidelným průběhem aktivity v celém

zpracovávaném záznamu. Při současném zpracování většího množství záznamů (od různých subjektů či s různými pohybovými aktivitami) jsme se snažili o nalezení průniku, tedy svalu, který by byl pro segmentaci použitelný ve všech předložených záznamech. Z důvodu odlišnosti různých aktivit, fyziologických rozdílů mezi subjekty a odchylek vznikajících při nahrávání (drobné rozdíly v umístění elektrod u jednotlivých subjektů) to nebylo vždy možné.

Obrázek 5-15 dokumentuje jednotlivé kroky při odvození segmentace z elektromyografického signálu m. latissimus dorsi dx během chůze ze svahu, kdy perioda jednoho pohybového cyklu činí přibližně 1 s. Prvním krokem je převedení signálu do absolutní hodnoty a filtrace dolní propustí, čímž získáme obálku znázorněnou na grafu (b). Na ní pak můžeme detekovat lokální extrémy.

Využití lokálních maxim se při segmentaci obvykle osvědčuje lépe než využití minim, neboť jednotlivá lokální minima bývají v rámci pohybového cyklu hůře rozlišitelná co do velikosti, jejich poloha není tak stabilní a průběh obálky v jejich okolí nebývá strmý. To dokumentuje i obrázek 5-15 (b), na němž vidíme v každém pohybovém cyklu dvě až tři minima. Počet lokálních maxim je v rámci pohybového cyklu pochopitelně stejný, avšak jedno maximum vždy výrazně převyšuje ostatní a je tedy vhodné k detekci za účelem segmentace. Na obrázku 5-15 (c) je znázorněn výsledek detekce lokálních maxim s nejmenší vzájemnou vzdáleností 0,7 s. Tímto způsobem je potlačena detekce ostatních méně významných maxim, která se během pohybového cyklu vyskytují.

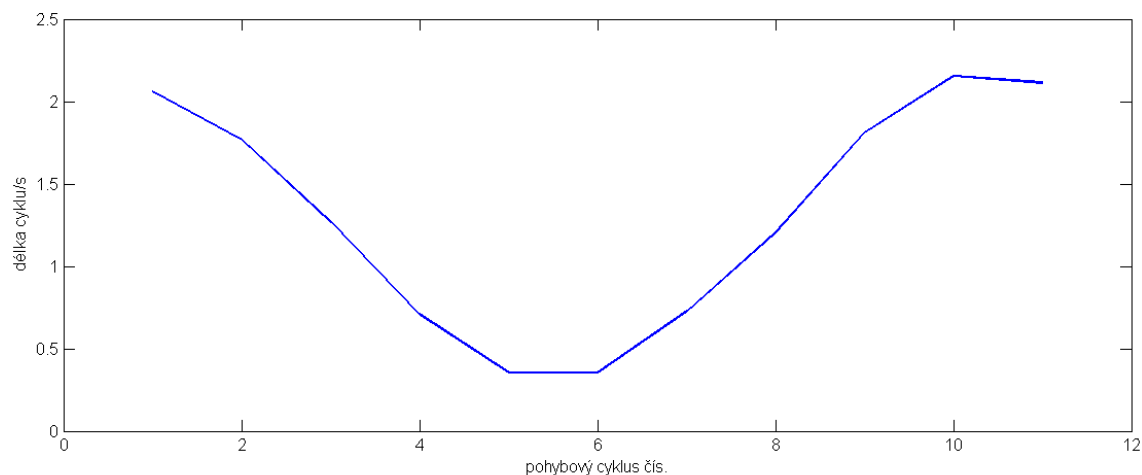
Protože na každý pohybový cyklus připadá v tomto případě pouze jedno detekované maximum, můžeme získanou posloupnost maxim ihned využít jako polohu rozhraní pohybových cyklů (obrázek 5-15 (d)).

5.2.4 Interpolace signálu

Přestože hovoříme o periodických pohybech a pohybových cyklech, pohyb prováděný člověkem přísně vzato periodický není, jak je rozebráno v úvodní kapitole 2.2. To pochopitelně platí i pro zaznamenaný elektromyografický signál a jeho obálku. Odlišné je však nejenom provedení pohybu v jednotlivých pohybových cyklech, ale i samotná délka těchto cyklů. Problematiku různého tempa při provádění pohybu rozebírá tato kapitola.

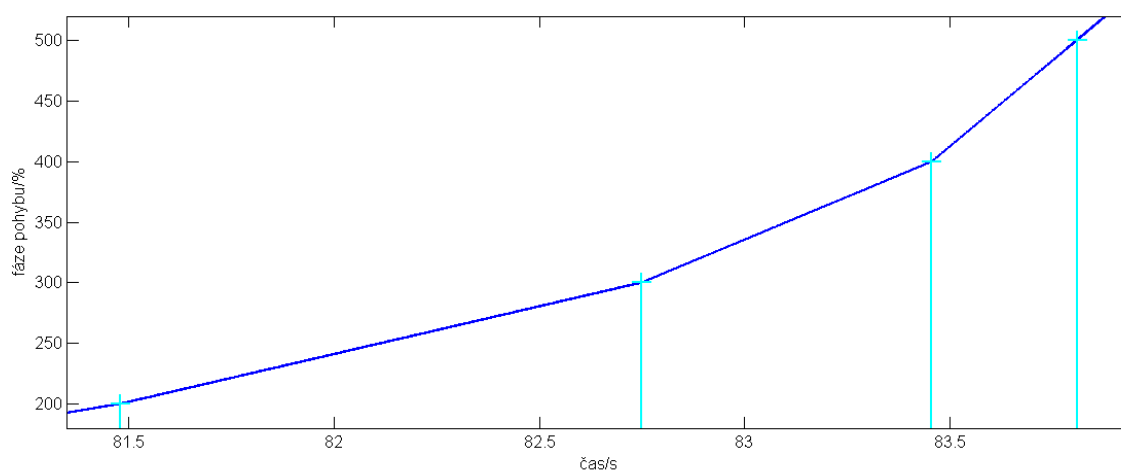
Při zpracování elektromyografických signálů potřebujeme každému vzorku přiřadit přesnou fázi pohybového cyklu vyjádřenou v procentech. Jestliže máme k dispozici signál zachycující fázi mechanického pohybu v celém pohybovém cyklu, je toto bezesbytku splněno. Pokud však existují pouze segmentační značky oddělující jednotlivé pohybové cykly, známe pouze časovou polohu 0 %

(resp. 100 %) pohybového cyklu. U všech vzorků ležících mezi segmentačními značkami musíme fázi pohybového cyklu nějakým způsobem odhadnout.



Obr. 5-16: Délky pohybových cyklů u simulovaného záznamu.

Výsledky různých přístupů jsou demonstrovány na uměle připraveném průběhu obálky elektromyografického signálu a segmentačního signálu. Simulovaný záznam zachycuje pohybovou aktivitu s vysokým kolísáním tempa, jak je patrné z obrázku 5-16: na začátku a na konci je pohyb prováděný pomaleji, zatímco uprostřed záznamu je tempo výrazně rychlejší. Velký rozsah délek pohybových cyklů byl volen záměrně, aby vynikly rozdíly různých interpolačních metod; v praxi je kolísání délek pohybových cyklů obvykle menší.



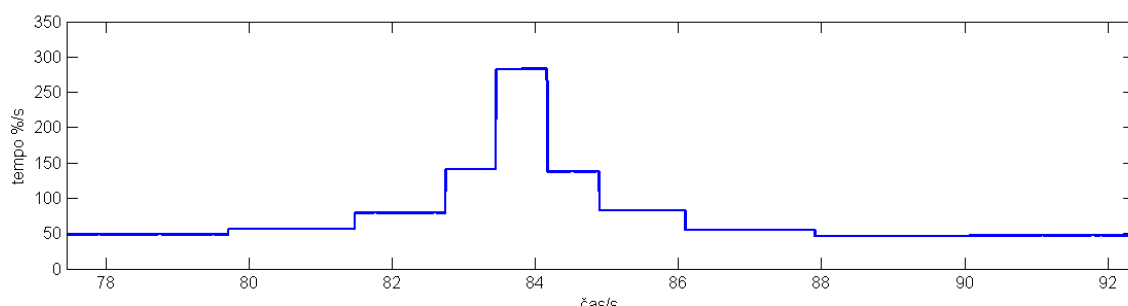
Obr. 5-17: Fáze pohybového cyklu při lineární interpolaci (detail tří pohybových cyklů); svislé čáry označují rozhraní pohybových cyklů. Pro snadnější výpočet interpolovaného průběhu různými metodami a pro zřetelnější vyobrazení není fáze pohybu omezena na rozsah 0 % až 100 %, ale každé segmentační značce je přiřazena fáze o 100 vyšší než u předchozí značky.

Lineární interpolace

Nejjednodušší je předpokládat, že fáze pohybového cyklu narůstá mezi každými po sobě jdoucími segmentačními značkami lineárně s časem. V takovém případě je možné zpracovávat každý pohybový cyklus zcela nezávisle na ostatních cyklech a fáze pohybu ϕ v čase t se určí jako

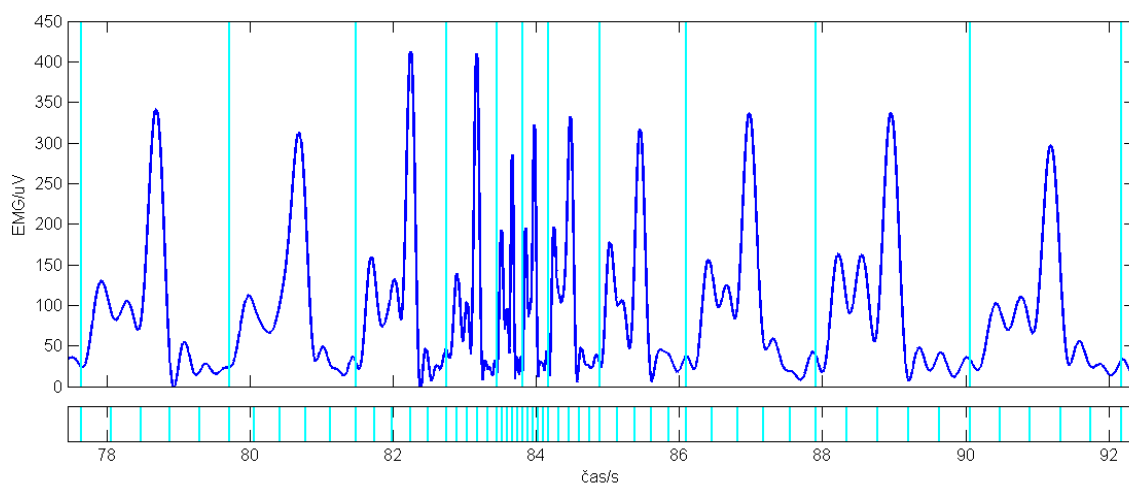
$$\phi(t) = \frac{t - t_s[c]}{t_s[c+1] - t_s[c]} \cdot 100\% ,$$

kde t_s je časový údaj segmentační značky a c je pořadí pohybového cyklu. Fáze je tedy po úsecích lineární a na rozhraních pohybových cyklů se průběh láme, jak naznačuje obrázek 5-17.



Obr. 5-18: Tempo pohybu vyjádřené v procentech pohybového cyklu za sekundu – výsledek lineární interpolace fáze pohybu. Skokové změny vypočteného tempa nastávají na rozhraních pohybových cyklů.

Obrázek 5-19 zachycuje obálku elektromyografického signálu a rozhraní pohybových cyklů. Ve spodní části je každý pohybový cyklus rozdělen na úseky po 20 % na základě výsledků lineární interpolace fáze pohybu.

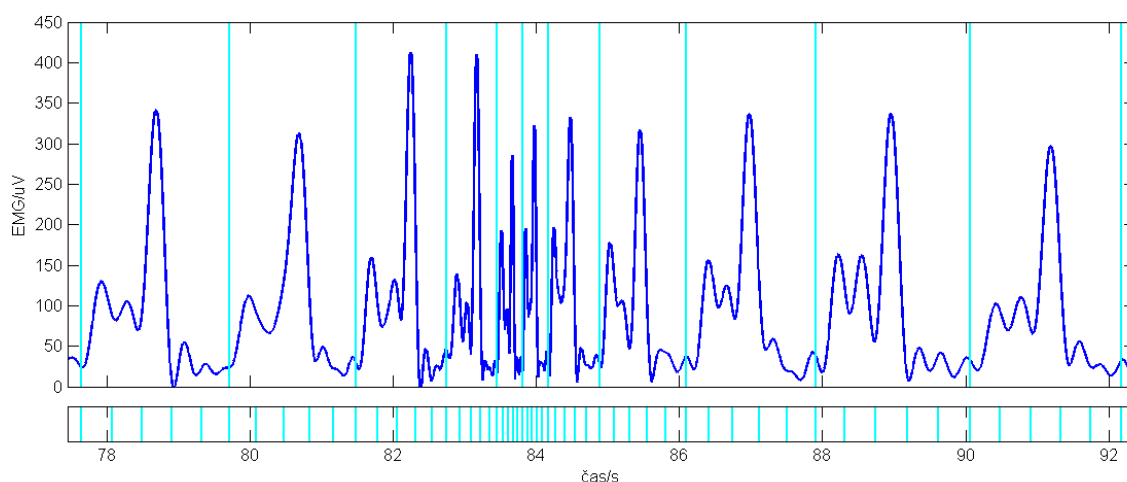


Obr. 5-19: Simulovaná obálka elektromyografického signálu a rozhraní pohybových cyklů (svislé čáry v horním grafu) v simulovaném záznamu. Ve spodním grafu je každý pohybový cyklus rozdělen na pětiny na základě lineární interpolace fáze pohybu.

Z obrázku 5-19 je patrné, že každá pětina pohybového cyklu vyznačená ve spodní části grafu trvá stejně dlouhou dobu a tato doba se liší pouze mezi různými pohybovými cykly. Při lineární interpolaci tedy předpokládáme, že pohyb je během každého pohybového cyklu prováděn konstantním tempem (vyjádřeným v procentech pohybového cyklu za sekundu) a tempo se mění jen na rozhraních pohybových cyklů, a to skokově. Uvedenou skutečnost lze snáze pozorovat na grafu 5-18.

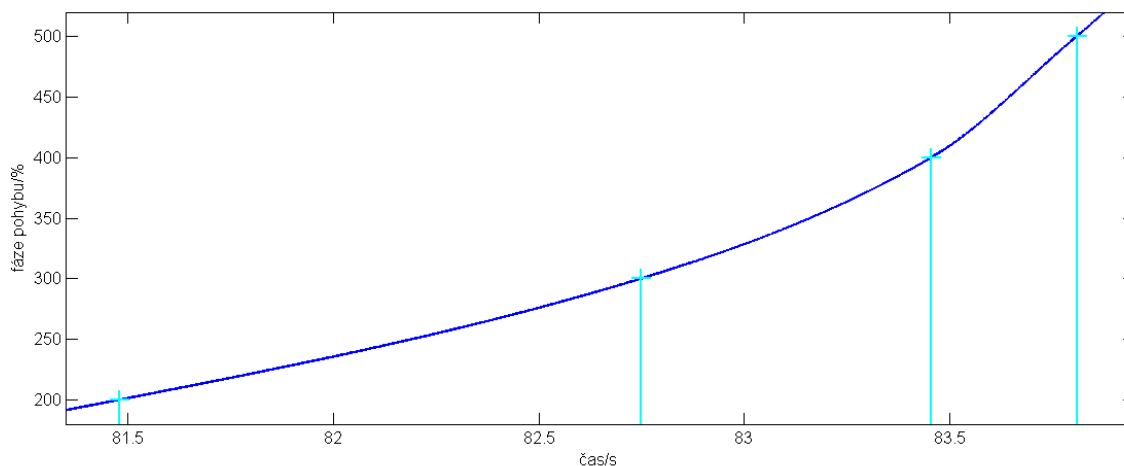
Pružná interpolace

Fyziologie a pohybové schopnosti člověka nepřinášejí žádný důvod domnívat se, že se tempo pohybu mění skokově a ještě k tomu v uměle stanovených rozhraních pohybových cyklů. Při absenci podrobnějších podkladů vypovídajících o fázi (resp. tempu) pohybu může být vhodnější interpolovat fázi tak, aby průběh tempa byl spojitý. Takový požadavek splňuje například kubická interpolace: následující příklad byl vypočten v Matlabu za využití funkce `interp1` s parametrem 'pchip'.



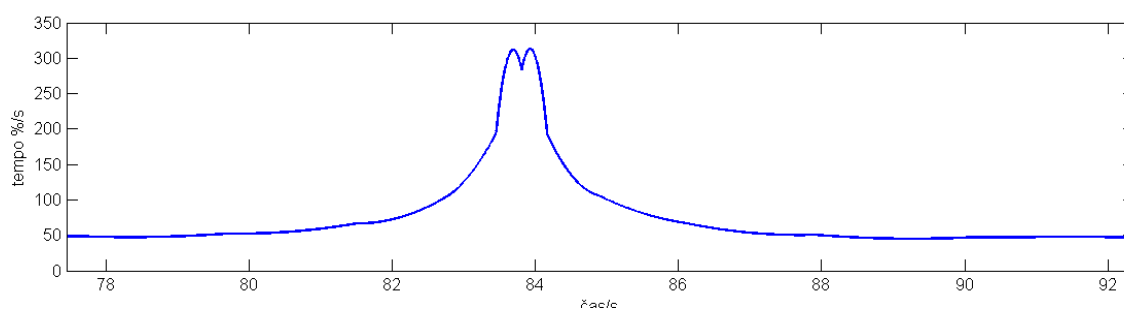
Obr. 5-20: Simulovaná obálka elektromyografického signálu a rozhraní pohybových cyklů (svislé čáry v horním grafu) v simulovaném záznamu. Ve spodním grafu je každý pohybový cyklus rozdělen na pětiny na základě kubické interpolace fáze pohybu.

Obrázek 5-21 znázorňuje fázi pohybového cyklu spočítanou na základě kubické interpolace. Je zřetelné, že křivka má hladký průběh a zlomy nejsou ani na rozhraní pohybových cyklů.



Obr. 5-21: Fáze pohybového cyklu při kubické interpolaci (detail tři pohybových cyklů); svislé čáry označují rozhraní pohybových cyklů. Pro snadnější výpočet interpolovaného průběhu různými metodami a pro zřetelnější vyobrazení není fáze pohybu omezena na rozsah 0 % až 100 %, ale každé segmentační značce je přiřazena fáze o 100 vyšší než u předchozí značky.

Na obrázku 5-20 můžeme opět pozorovat obálku elektromyografického signálu a rozhraní pohybových cyklů. Ve spodní části grafu je každý pohybový cyklus rozdělen na pětiny. Ty však již netrvaly stejně dlouho jako v případě lineární interpolace na obrázku 5-19, ale plynule se zkracují či prodlužují. Uvedenou skutečnost odráží průběh tempa na obrázku 5-21: tempo spočítané na základě fáze odhadnuté kubickou interpolací se nemění skokově, ale spojitě v závislosti na délce okolních pohybových cyklů.



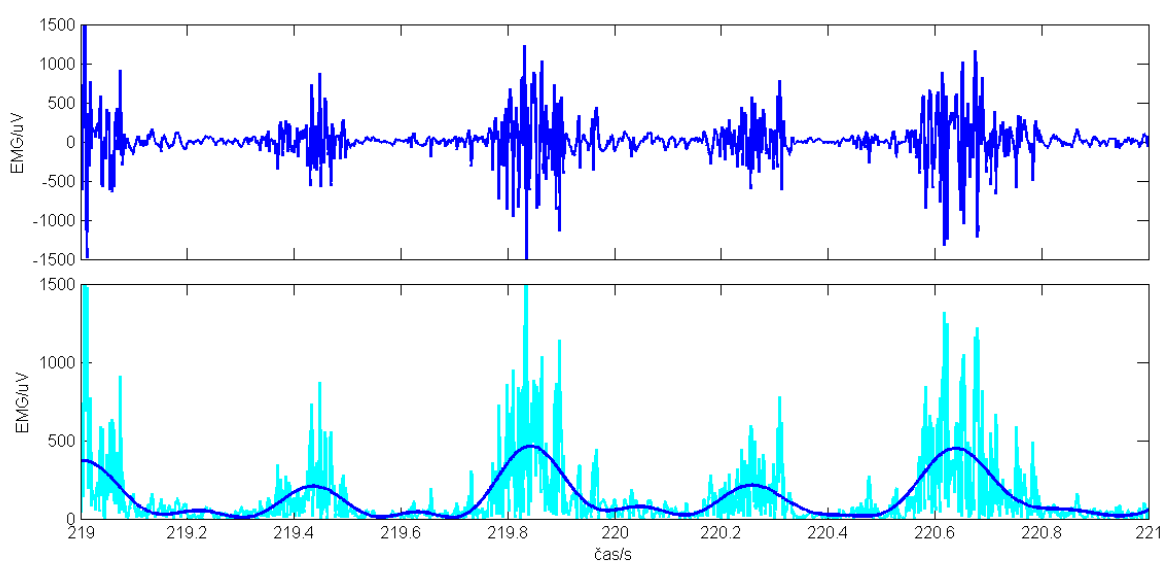
Obr. 5-22: Tempo pohybu vyjádřené v procentech pohybového cyklu za sekundu – výsledek kubické interpolace fáze pohybu.

Lze se domnívat, že spojitý průběh tempa odhadnutý na základě kubické interpolace fáze a znázorněný na obrázku 5-22 odpovídá charakteru pohybu člověka lépe než nespojitý průběh na obrázku 5-18 vzniklý při lineární interpolaci fáze.

5.3 Detekce počátku a konců svalové aktivity

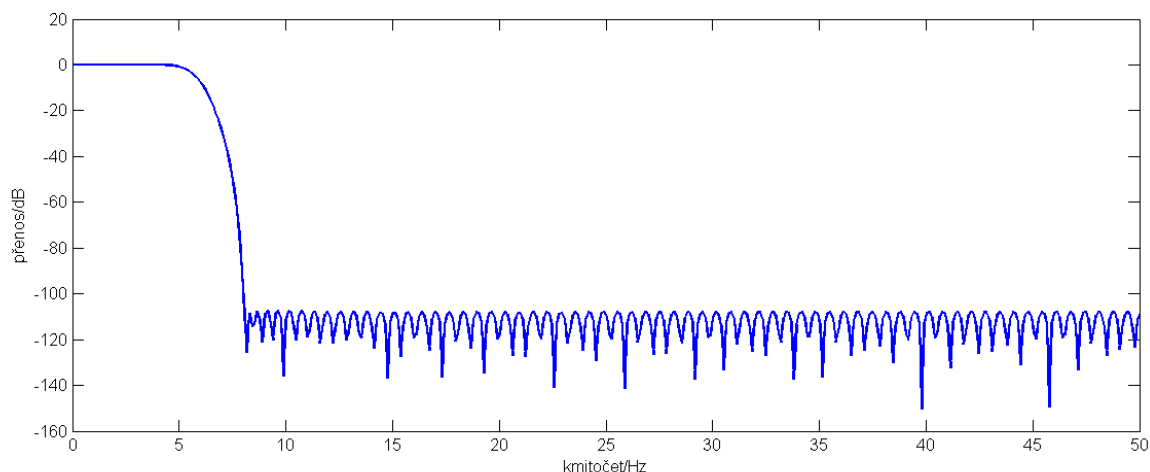
5.3.1 Výpočet obálky elektromyografického signálu

Obě níže popsané metody detekce svalové aktivity – prahování a trojúhelníková metoda – využívají namísto surového elektromyografického signálu jeho obálku. Obálku jsme získávali filtrací absolutní hodnoty elektromyografického signálu dolní propustí. Pro potlačení zpoždění signálu při průchodu filtrem jsme využívali kombinaci dopředné a zpětné filtrace (funkce `filtfilt` v Matlabu). Obrázek 5-23 zachycuje v horní části původní elektromyografický signál, ve spodní části pak výslednou obálku s absolutní hodnotou elektromyografického signálu v pozadí.



Obr. 5-23: Elektromyografický signál (horní graf), absolutní hodnota elektromyografického signálu (azurovou čarou) a jeho obálka (modře; spodní graf). Signál pochází ze svalu *gluteus medius sin.* měřeného při běhu na lyžích.

K výpočtu obálky na obrázku 5-23 byla použita dolní propust s mezním kmitočtem propustného pásma 5,5 Hz a nepropustným pásmem s útlumem přibližně 107 dB začínajícím na kmitočtu 8 Hz. Dolní propust byla realizovaná filtrem FIR o délce 1501 koeficientů při vzorkovací frekvenci 1000 Hz. Detail amplitudové frekvenční charakteristiky je zřetelný z obrázku 5-24.



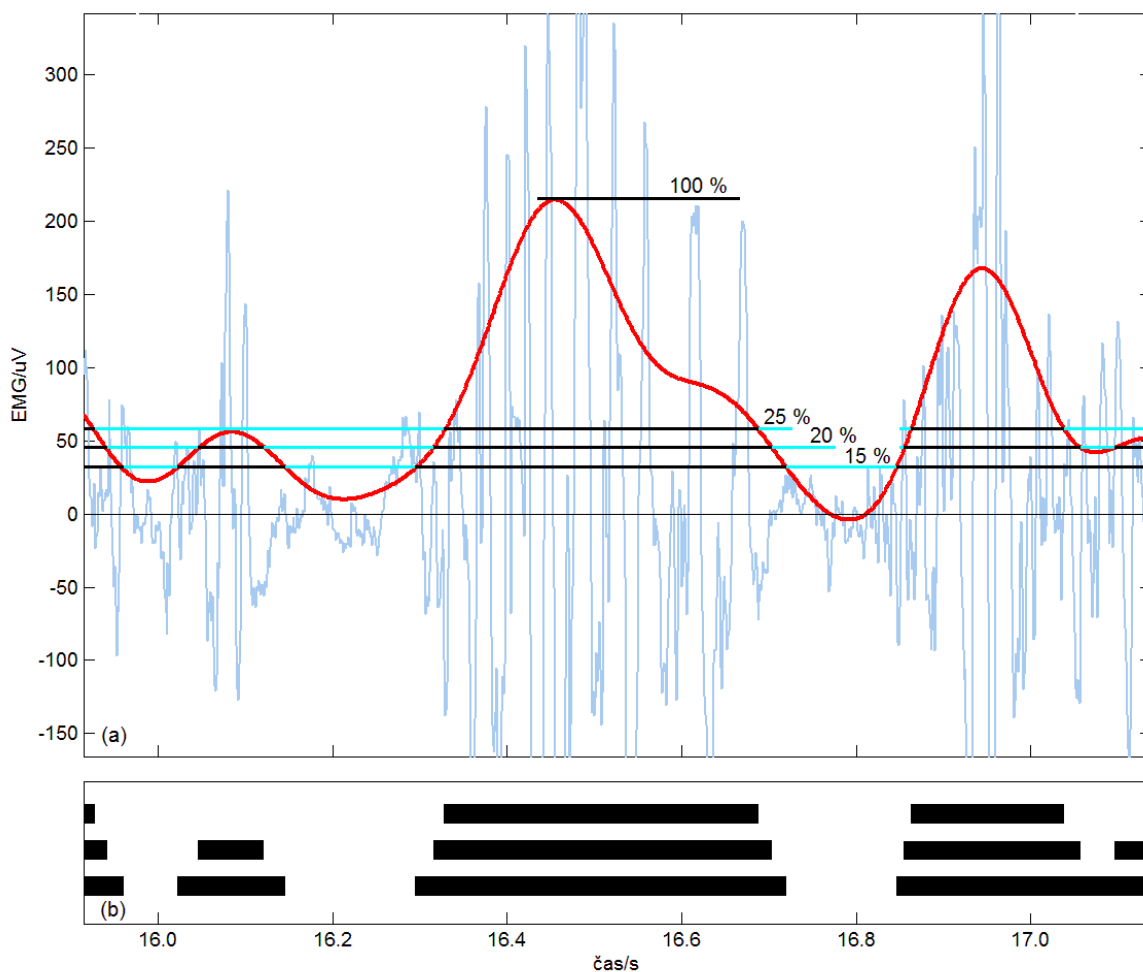
Obr. 5-24: Část amplitudové frekvenční charakteristiky dolní propusti použité k výpočtu obálky elektromyografického signálu.

5.3.2 Detekce svalové aktivity prahováním obálky elektromyografického signálu

Prahování obálky elektromyografického signálu jsme převzali coby osvědčenou a obecně uznávanou metodu detekce svalové aktivity. Metoda spočívá ve stanovení určitého prahu, přičemž intervaly, v nichž obálka přesahuje tento práh, se označí jako svalová aktivita.

Na obrázku 5-25 (a) je znázorněno prahování úrovněmi 15 %, 20 % a 25 % maxima obálky v dané periodě. Obrázek 5-25 (b) zachycuje intervaly svalové aktivity detekované při použití trojice různých úrovní. Je zřejmé, že výška prahu ovlivňuje počátky i konce detekovaných intervalů svalové aktivity a tím i poměr detekované doby svalové aktivity k době uvolnění svalu. Může mít ovšem vliv i na počet intervalů aktivity detekovaných v rámci pohybového cyklu, jak je rovněž patrné z obrázku 5-25 (b).

Kromě procentuálního vyjádření úrovně prahu je důležitý i základ, k němuž tento podíl vztahujeme. Na obrázku 5-25 se jedná o maximum obálky daného pohybového cyklu, ale možné jsou i jiné definice maxima, jak je zmíněno v úvodu: absolutní maximum obálky v daném záznamu, maximum obálky při provádění testu nejvyšší volní kontrakce nebo průměr maxim obálek v jednotlivých pohybových cyklech. Námi připravené algoritmy umožňují volit úroveň prahu a libovolně přepínat mezi maximem periody, absolutním maximem a průměrem maxim v periodách.

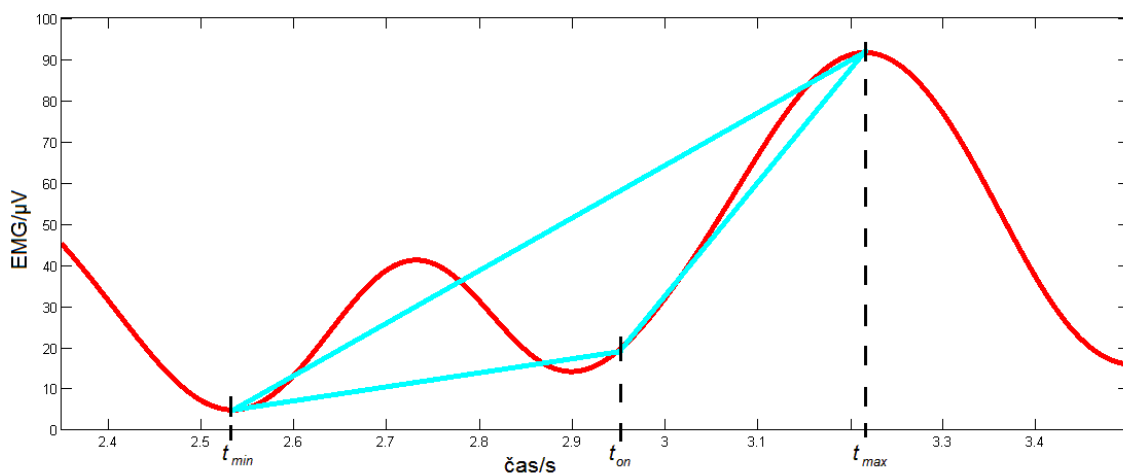


Obr. 5-25: Prahování obálky elektromyografického signálu úrovněmi 15 %, 20 % a 25 % maxima v periodě: obálka (červená silná křivka), úrovně a elektromyografický signál na pozadí (a), intervaly svalové aktivity detekované s využitím tří různých úrovní (b).

5.3.3 Detekce počátků a konců svalové aktivity trojúhelníkovou metodou

Princip trojúhelníkové metody

Trojúhelníkovou metodu můžeme využít na spojitých signálech, mezi něž patří například obálka elektromyografického signálu. Na této křivce nejprve nalezneme lokální extrém; vzhledem ke spojitosti funkce se vždy střídají lokální maxima a lokální minima. Trojúhelníková metoda spočívá v sestrojení trojúhelníku se dvěma vrcholy ve dvou extrémech a třetím vrcholem na křivce pod spojnici těchto extrémů, jak naznačuje obrázek 5-26. Takový trojúhelník je sestrojen pro každý bod křivky pod spojnici obou extrémů, přičemž poloha třetího vrcholu trojúhelníku s největší plochou je v našem případě prohlášena za počátek (je-li pořadí extrémů minimum – maximum) nebo konec (při pořadí extrémů maximum – minimum) svalové aktivity.



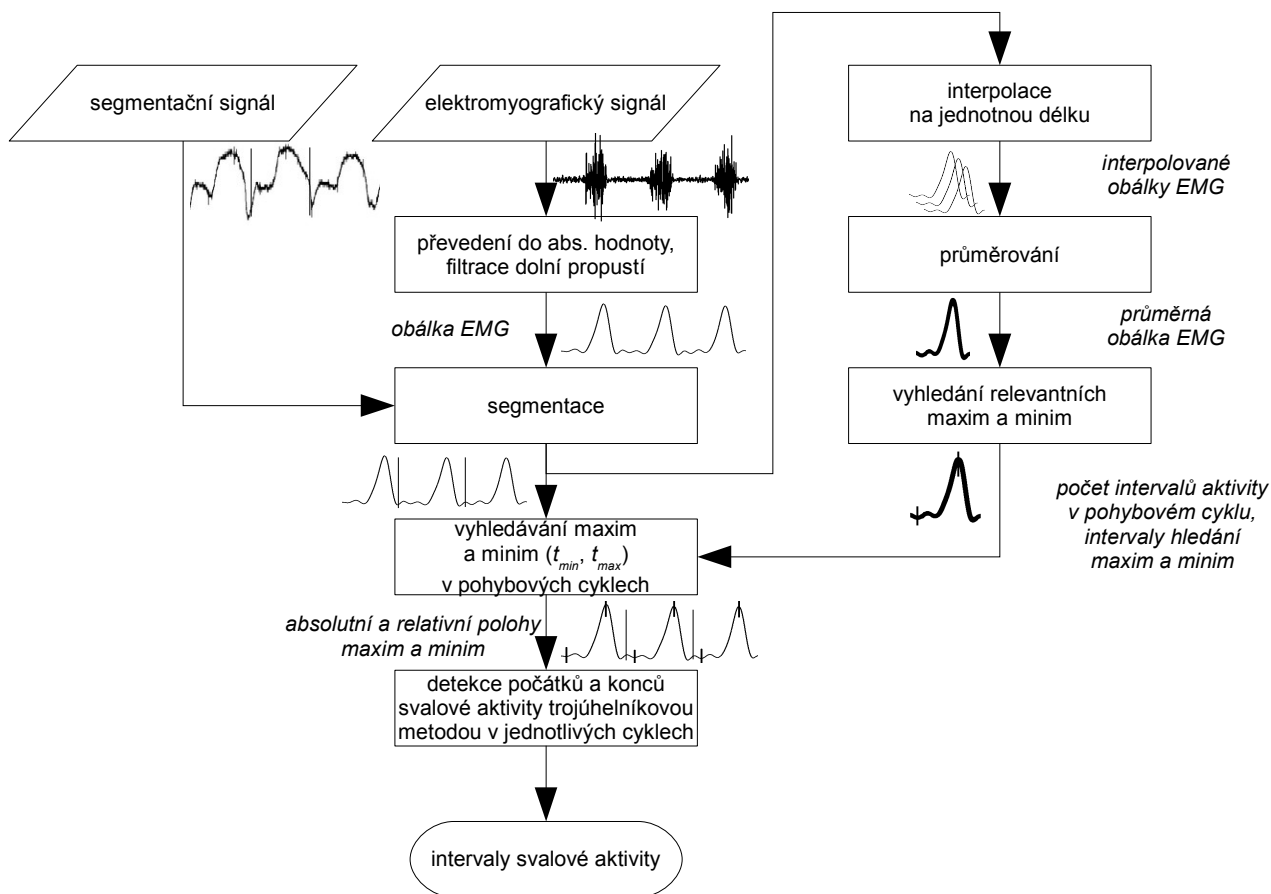
Obr. 5-26: Princip trojúhelníkové metody: křivka představuje obálku elektromyografického signálu, t_{min} a t_{max} značí lokální extrém, t_{on} je bod označený jako počátek svalové aktivity.

Při zpracování biologických signálů – včetně elektromyografického – lze obecně očekávat komplikovaný průběh, a to i v případě, že budeme pracovat pouze s obálkou vzniklou filtrací dolní propustí s nízkým mezním kmitočtem propustného pásma. Prakticky tedy můžeme očekávat větší počet extrémů, než by odpovídal například předpokládanému počtu intervalů svalové aktivity ve sledovaném úseku. Je zřejmé, že trojúhelníkovou metodu nelze za účelem detekce svalové aktivity aplikovat na každý pár po sobě jdoucích extrémů obálky elektromyografického signálu, neboť nízká lokální maxima mohou ležet i v úsecích s velmi nízkou amplitudou, v nichž byl sval bezpochyby uvolněný. Podobně nežádoucí může být i detekce v okamžiku preaktivace svalu, jak naznačuje i obrázek 5-26. Na zobrazeném průběhu byly záměrně ignorovány lokální extrémů v časech 2,73 s a 2,9 s, takže vrcholy trojúhelníku byly fixovány v časech 2,52 s a 3,21 s. Podrobněji se kritériím výběru relevantních lokálních extrémů pro trojúhelníkovou metodu věnuje následující kapitola.

Aplikace trojúhelníkové metody na segmentované signály se složitým průběhem

Při aplikaci trojúhelníkové metody na obálku elektromyografického signálu vycházíme mimo jiné z následujících předpokladů:

- Sledovaný sval vykazuje během každého cyklu konkrétního periodického pohybu stálý počet intervalů aktivity.
- Poloha počátků a konců svalové aktivity je ve všech pohybových cyklech podobná, nicméně je nutné počítat s určitým rozptylem (například $\pm 10\%$ cyklu), neboť lidský pohyb není nikdy dokonale periodický.



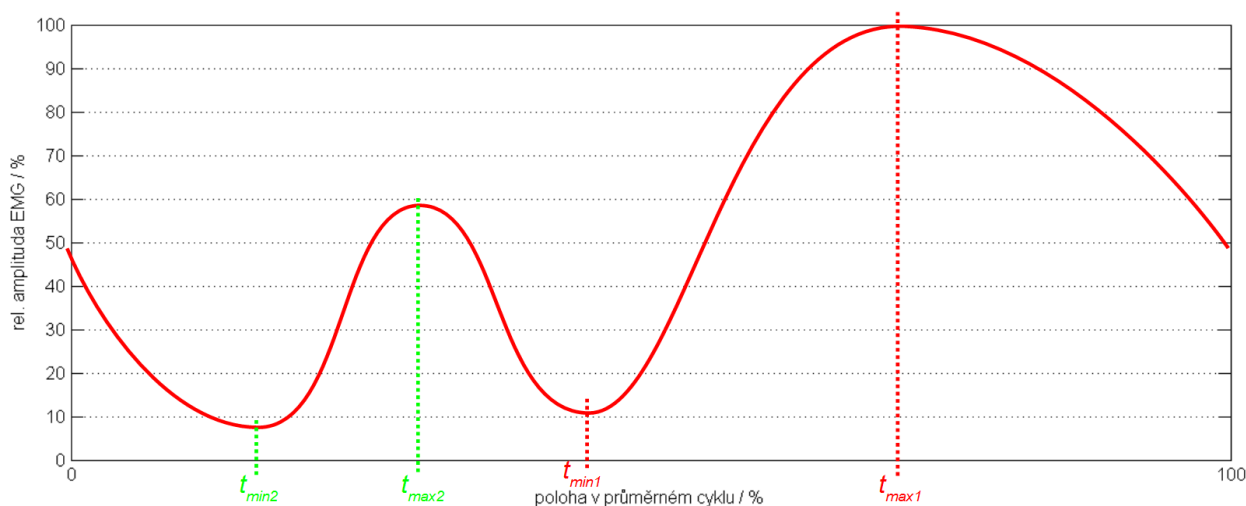
Obr. 5-27: Vývojový diagram trojúhelníkové metody upravené pro pseudoperiodické signály složitějšího průběhu.

Na základě těchto předpokladů můžeme upřesnit podmínky pro nasazení trojúhelníkové metody popsané v předchozí podkapitole. Celý postup zachycuje vývojový diagram na obrázku 5-27.

Prvním krokem je zjištění počtu intervalů svalové aktivity, které budeme v každém pohybovém cyklu detekovat. K tomu využijeme průměrnou obálku elektromyografického signálu: obálky z jednotlivých pohybových cyklů podrobíme interpolaci na jednotnou délku (například 1000 vzorků) a spočteme průměrnou obálku $aENV$, jejíž n -tý vzorek určíme jako

$$aENV[n] = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P ENV[n, p], \quad (5-1)$$

kde P je počet sledovaných pohybových cyklů a ENV je interpolovaná obálka p -tého cyklu. Tento výpočet je znázorněn v pravé části vývojového diagramu na obrázku 5-27.



Obr. 5-28: Příklad relevantních minim a maxim na průměrné obálce. Lokální maximum v okamžiku t_{max2} má dostatečnou amplitudu a je obklopeno dostatečně nízkými lokálními minimy.

Na průměrné obálce dále nalezneme všechny lokální extrémy a z nich vybereme tzv. relevantní maxima (obrázek 5-28). Mez ně patří absolutní maximum a dále lokální maxima splňující tyto empiricky stanovené podmínky:

- amplituda lokálního maxima musí dosahovat alespoň 40 % hodnoty absolutního maxima a
- lokální minimum mezi po sobě jdoucími maximy nesmí překročit 50 % hodnoty menšího maxima.

Pokud není druhá podmínka splněna, uvažuje se pouze větší z obou sousedících maxim. Počet maxim splňujících tyto podmínky udává počet intervalů svalové aktivity, které budeme později detekovat v jednotlivých pohybových cyklech. Dále je mezi každým párem po sobě jdoucích relevantních maxim průměrné obálky vyhledáno minimum a polohy těchto maxim a minim průměrné obálky jsou uloženy.

Samotná detekce svalové aktivity je pak prováděna v jednotlivých pohybových cyklech, tj. nikoliv na průměrné obálce. V každém pohybovém cyklu jsou vyhledána lokální maxima a minima obálky. Hledání však probíhá vždy pouze v okruhu 10 % cyklu od polohy příslušného relevantního extrému průměrné obálky. Mezi každou dvojicí po sobě jdoucích extrémů je pomocí trojúhelníkové metody popsané v podkapitole nalezen počátek či konec svalové aktivity.

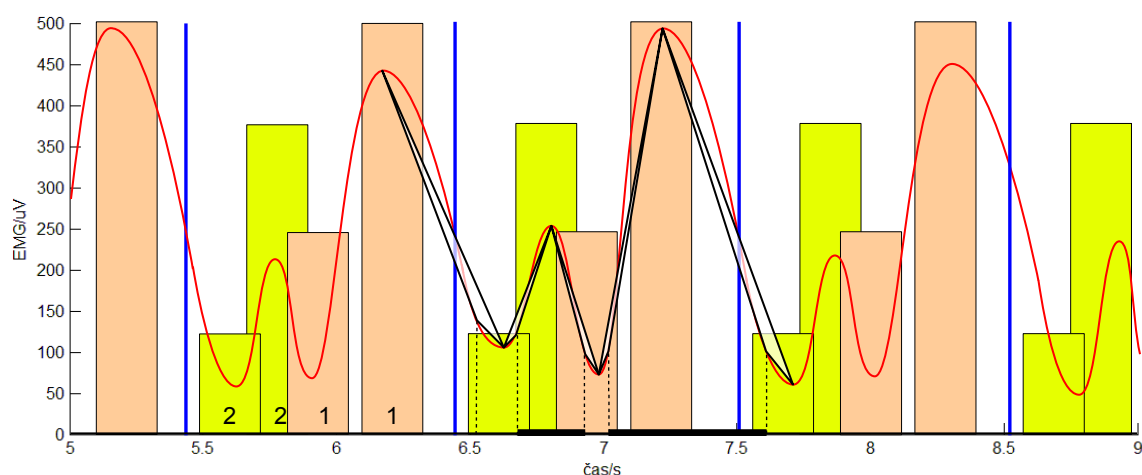
Polohy detekovaných náběhů a poklesů v rámci celého záznamu jsou uloženy a nadto je u každého detekovaného bodu vypočtena i jeho relativní poloha v rámci daného pohybového cyklu. Z posloupnosti těchto relativních poloh je dopočítána průměrná relativní poloha počátku a konce

svalové aktivity a směrodatná odchylka obou údajů. Pokud bylo v daném kanále detekováno více intervalů svalové aktivity během pohybového cyklu, jsou tyto souhrnné údaje počítány pro každý interval zvlášť.

S využitím tohoto algoritmu jsme schopni odlišit zřetelně oddělené kontrakce svalů od méně významných poklesů a vzestupů amplitudy obálky elektromyografického signálu. Přesněji jsou různé situace zachyceny na následující příkladech. Všechny ukázky průměrné obálky zachycují křivku tvořící graf spojitě funkce se dvěma páry lokálních maxim a minim (koncové body neuvažujeme, protože se jedná o výřez jednoho cyklu periodického průběhu). Počet a polohy relevantních extrémů se však liší.

Dvě relevantní maxima

První příklad na obrázku 5-28 zachycuje situaci, kdy jsou na průměrné obálce detekována dvě relevantní maxima, takže v jednotlivých pohybových cyklech se budou u tohoto svalu detekovat dva oddělené intervaly aktivity. Lokální maximum průměrné obálky v čase t_{max2} má dostatečnou amplitudu: přesahuje 40 % velikosti absolutního maxima, takže v tomto místě můžeme hovořit o významné kontrakci. Lokální minima t_{min2} a t_{min1} po obou stranách vedlejšího maxima jsou dostatečně nízká (nepřesahují 50 % úroveň maxima, které obklopují), a proto se jedná o oddělené intervaly svalové aktivity.

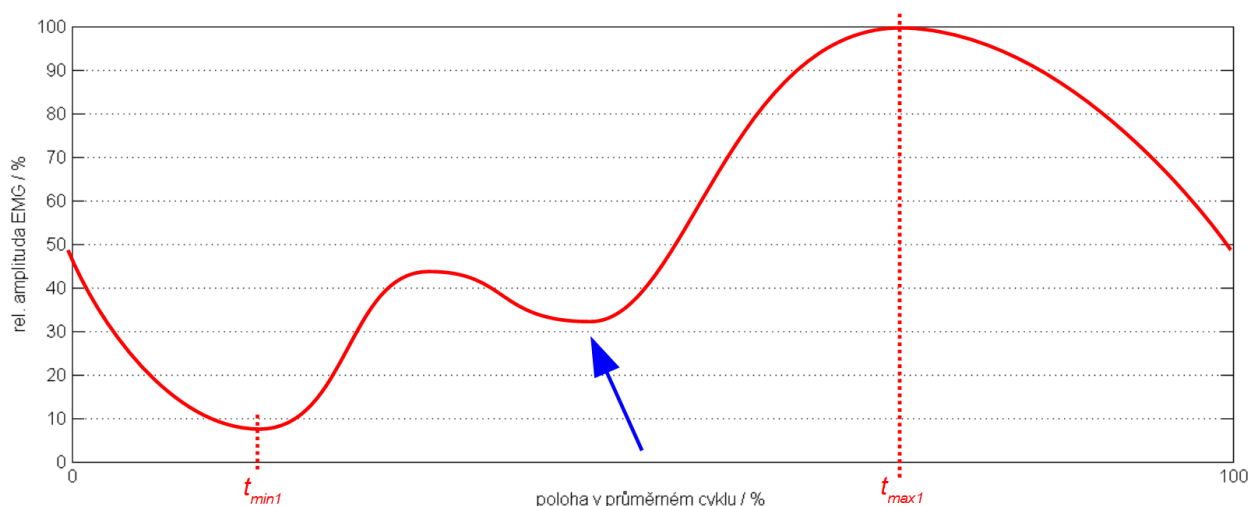


Obr. 5-29: Detekce počátků a konců svalové aktivity na obálce elektromyografického signálu (červená křivka), jejíž průměrný průběh je zachycen na obrázku 5-28. Svislé čáry oddělují jednotlivé pohybové cykly, obdélníky označují intervaly pro hledání lokálního maxima (pár vyšších obdélníků) a lokálního minima (pár nižších obdélníků) pro hlavní (číslo 1), resp. vedlejší (číslo 2 v cyklu okolo 6. sekundy) interval svalové aktivity. V prostředním pohybovém cyklu jsou znázorněny trojúhelníky pro detekci počátků a konců obou intervalů svalové aktivity, jež vyznačují tlusté čáry na vodorovné ose.

Při detekci svalové aktivity v jednotlivých pohybových cyklech se budou v každém cyklu vyhledávat dvě lokální maxima $t_{max1}[p]$ a $t_{max2}[p]$ v okolí poloh t_{max1} a t_{max2} (znázorněno vyššími obdélníky na obrázku 5-29) a dále pak dvě lokální minima $t_{min1}[p]$ a $t_{min2}[p]$ v okolí t_{min1} a t_{min2} průměrné obálky (znázorněno nižšími obdélníky na obrázku 5-29; p značí pořadí periody pohybu). Trojúhelník pro detekci počátku hlavního intervalu aktivity bude mít vrcholy v bodech $t_{min1}[p]$ a $t_{max1}[p]$, konec tohoto intervalu bude detekován trojúhelníkem s vrcholy v $t_{max1}[p]$ a $t_{min2}[p+1]$, což je nejbližší lokální minimum následující po $t_{max1}[p]$. Obdobně počátek vedlejšího intervalu aktivity bude ležet mezi body $t_{min2}[p]$ a $t_{max2}[p]$, zatímco konec tohoto intervalu bude určen trojúhelníkem s vrcholy v $t_{max2}[p]$ a $t_{min1}[p]$.

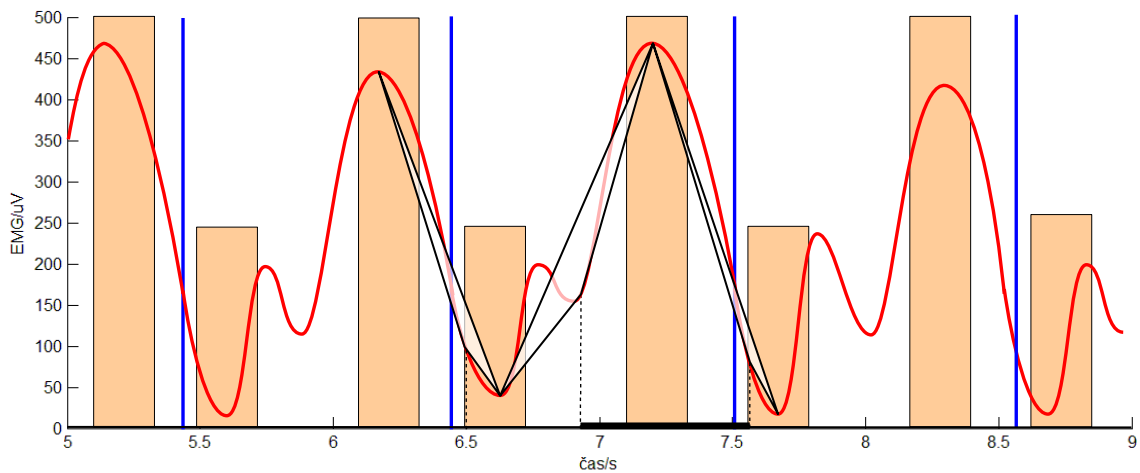
Nedostatečně oddělené lokální maximum

Na průměrné obálce na obrázku 5-30 spatřujeme také dvě lokální maxima o dostatečné amplitudě, avšak lokální minimum mezi nimi není natolik nízké, abychom mohli hovořit o dvou samostatných intervalech svalové aktivity: minimum přesahuje 50 % velikosti menšího maxima. Z toho důvodu se bude detekovat pouze jeden interval svalové aktivity.



Obr. 5-30: Příklad s jedním relevantním maximem (t_{max1}) na průměrné obálce. Lokální maximum v první polovině cyklu sice má dostatečnou amplitudu, ale lokální minimum označené šipkou je příliš vysoké.

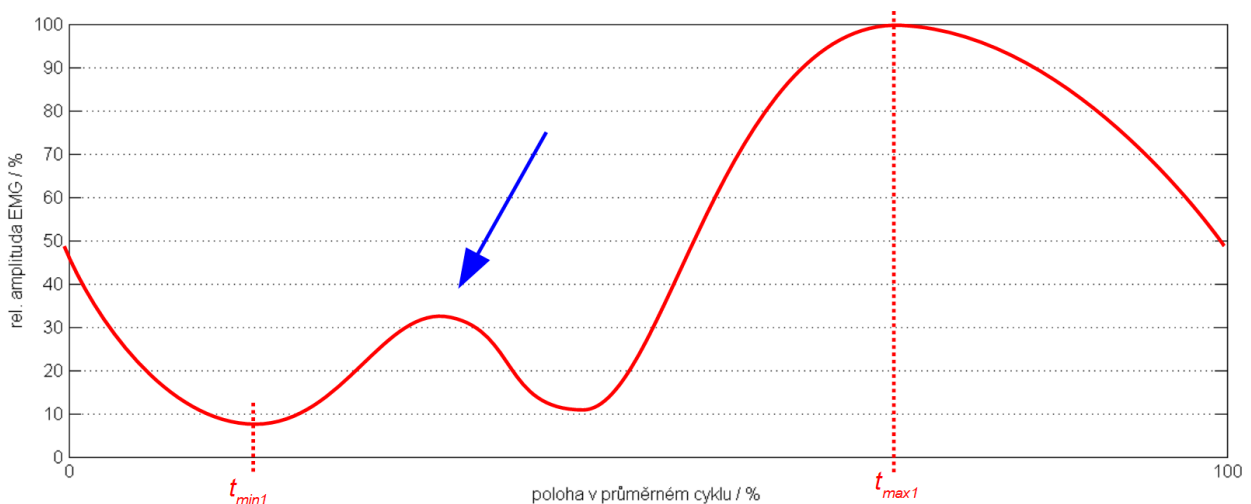
Při detekci svalové aktivity v jednotlivých pohybových cyklech se bude v každém cyklu vyhledávat jeden pár lokálních extrémů $t_{max1}[p]$ a $t_{min1}[p]$ v okolí poloh t_{max1} a t_{min1} průměrné obálky (znázorněno obdélníky na obrázku 5-31; p značí pořadí periody pohybu). Trojúhelník pro detekci počátku intervalu aktivity bude mít vrcholy v bodech $t_{min1}[p]$ a $t_{max1}[p]$, konec tohoto intervalu bude detekován trojúhelníkem s vrcholy v $t_{max1}[p]$ a $t_{min1}[p+1]$, což je nejbližší lokální minimum následující po $t_{max1}[p]$.



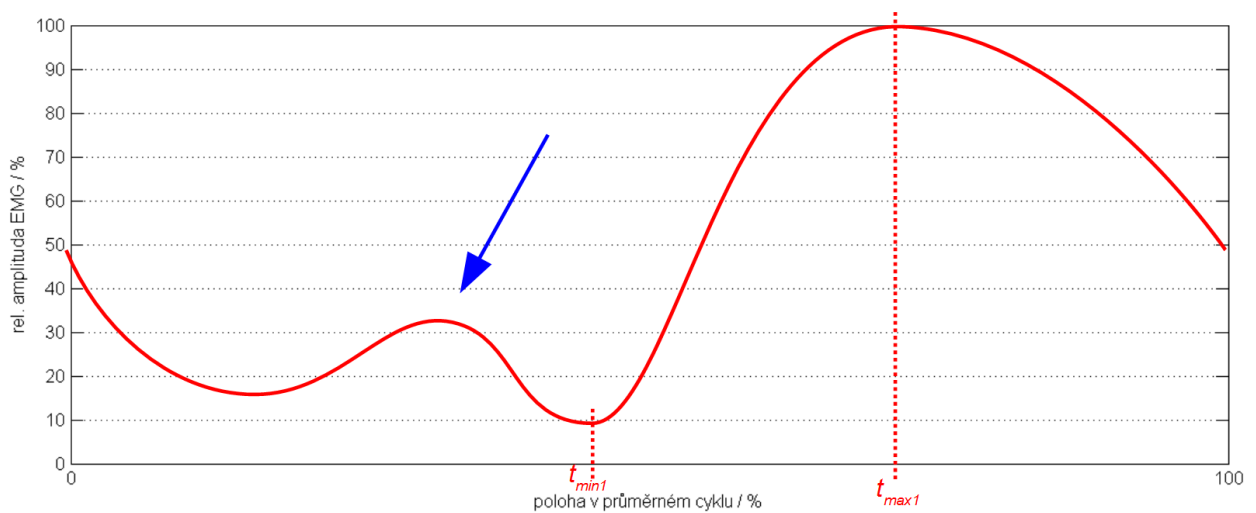
Obr. 5-31: Detekce počátků a konců svalové aktivity na obálce elektromyografického signálu (červená křivka), jejíž průměrný průběh je zachycen na obrázku 5-30. Svislé čáry oddělují jednotlivé pohybové cykly, vyšší obdélníky označují intervaly pro hledání lokálního maxima, nižší obdélníky intervaly pro vyhledání lokálního minima. V prostředním pohybovém cyklu jsou znázorněny trojúhelníky pro detekci počátku a konce intervalu svalové aktivity, jež vyznačuje tlustá čára na vodorovné ose.

Lokální maximum o nízké amplitudě

Obrázky 5-32 a 5-33 zachycují dvě podobné situace. V obou případech nemá menší lokální maximum dostatečnou úroveň, aby bylo možné předpokládat, že označuje zřetelnou svalovou kontrakci. Z toho důvodu se bude detekovat pouze jeden úsek svalové aktivity, a to v okolí absolutního maxima v bodě t_{max1} . Interval pro vyhledání lokálního minima bude ležet v okolí absolutního minima t_{min1} průměrné obálky, tj. před nižším lokálním maximumem na obrázku 5-32, resp. za nižším lokálním maximumem na obrázku 5-33.

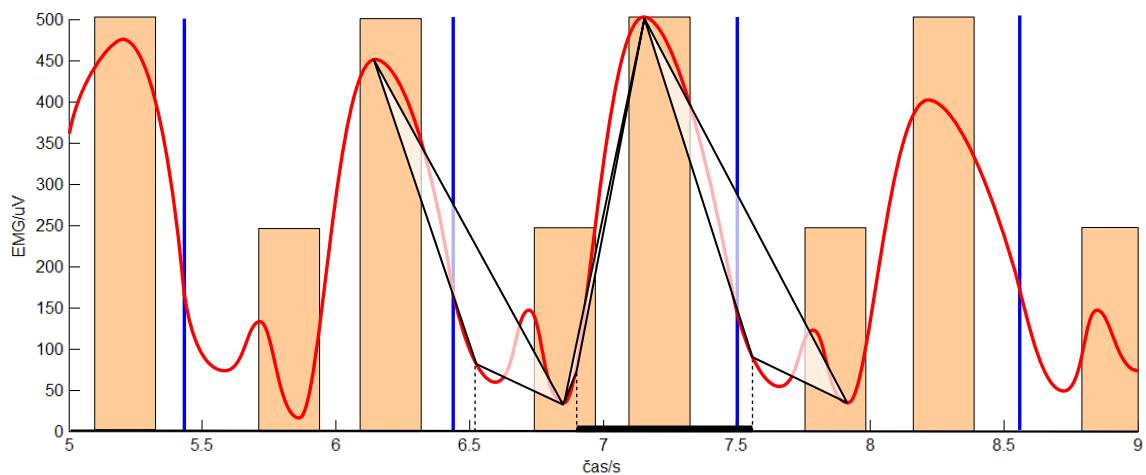


Obr. 5-32: Příklad s jedním relevantním maximem (t_{max1}) na průměrné obálce. Lokální maximum v první polovině cyklu (označené šipkou) nemá dostatečnou amplitudu. Lokální minimum t_{min1} se bude vyhledávat před nižším maximumem.

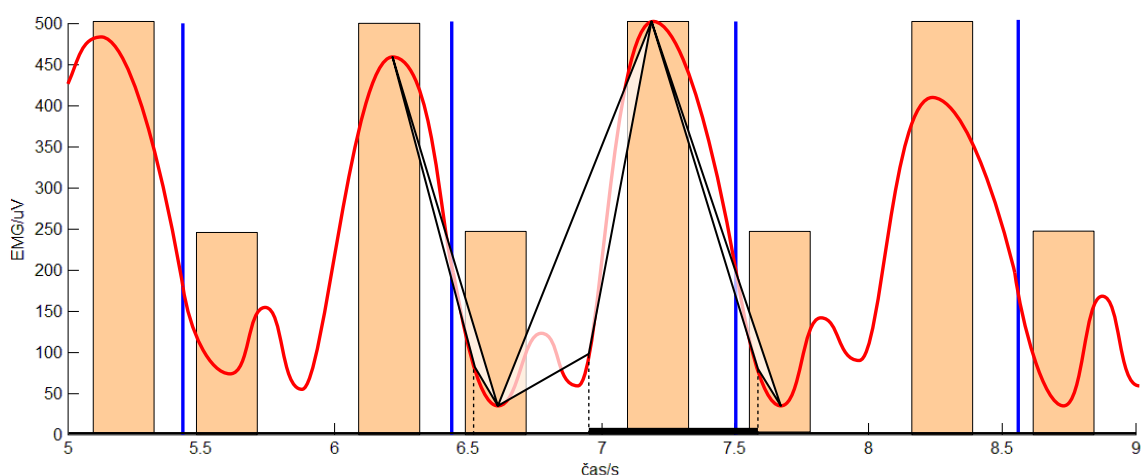


Obr. 5-33: Příklad s jedním relevantním maximem (t_{max1}) na průměrné obálce. Lokální maximum v první polovině cyklu (označené šipkou) nemá dostatečnou amplitudu. Lokální minimum t_{min1} se bude vyhledávat za nižším maximem.

Při detekci svalové aktivity v jednotlivých pohybových cyklech se bude v každém cyklu vyhledávat jeden pár lokálních extrémů $t_{max1}[p]$ a $t_{min1}[p]$ v okolí poloh t_{max1} a t_{min1} průměrné obálky (znázorněno obdélníky na obrázcích 5-35 a 5-34; p značí pořadí periody pohybu) podobně jako v předchozím případě. Trojúhelník pro detekci počátku intervalu aktivity bude mít vrcholy v bodech $t_{min1}[p]$ a $t_{max1}[p]$, konec tohoto intervalu bude detekován trojúhelníkem s vrcholy v $t_{max1}[p]$ a $t_{min1}[p+1]$, což je nejbližší lokální minimum následující po $t_{max1}[p]$.



Obr. 5-34: Detekce počátků a konců svalové aktivity na obálce elektromyografického signálu (červená křivka), jejíž průměrný průběh je zachycen na obrázku 5-33. Svislé čáry oddělují jednotlivé pohybové cykly, vyšší obdélníky označují intervaly pro hledání lokálního maxima, nižší obdélníky intervaly pro vyhledání lokálního minima. V prostředním pohybovém cyklu jsou znázorněny trojúhelníky pro detekci počátku a konce intervalu svalové aktivity, jež vyznačuje tlustá čára na vodorovné ose. Srovnajte s obrázkem 5-35.

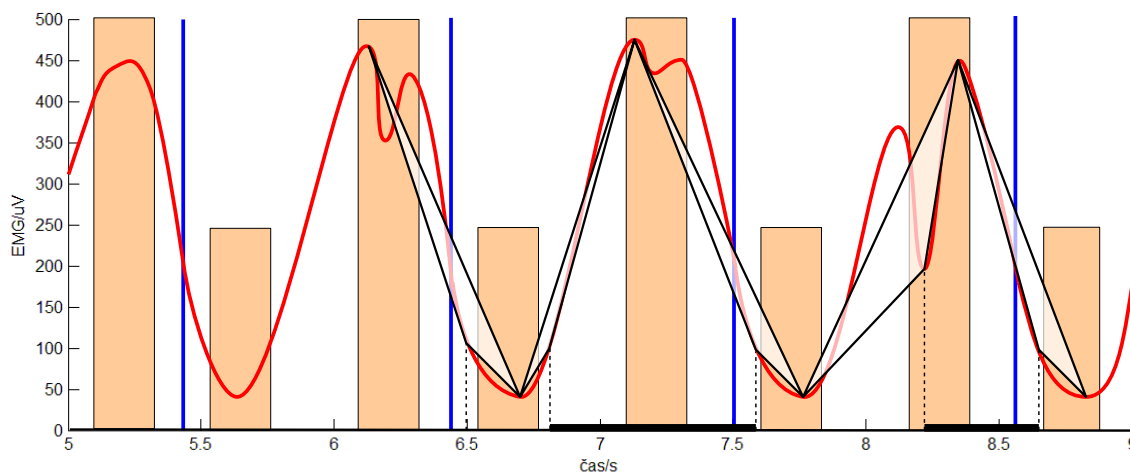


Obr. 5-35: Detekce počátků a konců svalové aktivity na obálce elektromyografického signálu (červená křivka), jejíž průměrný průběh je zachycen na obrázku 5-32. Svislé čáry oddělují jednotlivé pohybové cykly, vyšší obdélníky označují intervaly pro hledání lokálního maxima, nižší obdélníky intervaly pro vyhledání lokálního minima. V prostředním pohybovém cyklu jsou znázorněny trojúhelníky pro detekci počátku a konce intervalu svalové aktivity, jež vyznačuje tlustá čára na vodorovné ose. Srovnajte s obrázkem 5-34.

Přesunutí vrcholu trojúhelníku k menšímu lokálnímu maximu

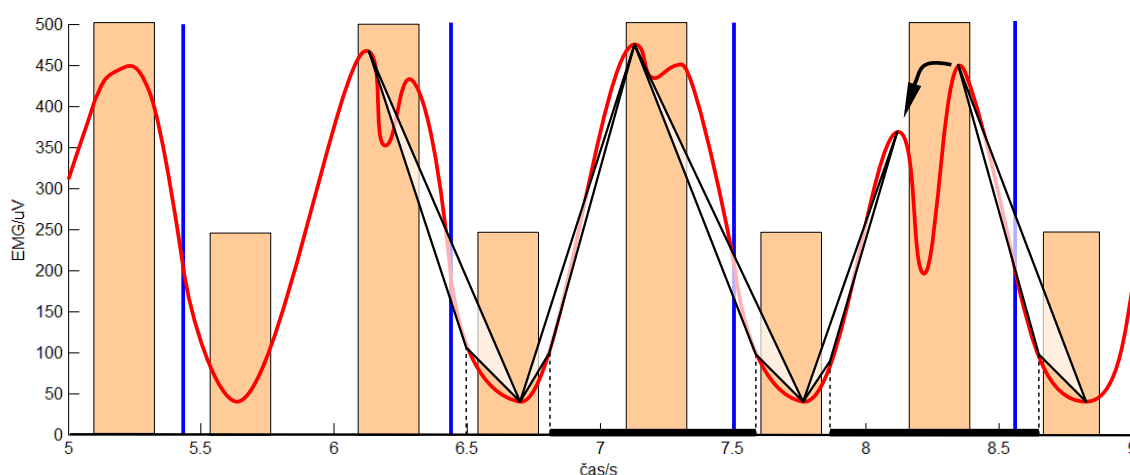
U některých aktivit a svalů s méně pravidelným průběhem obálky nastávají potíže s kotvením trojúhelníku a s detekcí počátku či konce svalové aktivity. Konkrétně se jedná o situaci, kdy se mezi minimem a maximem detekovaným v jednotlivých pohybových cyklech nachází ještě jedno lokální maximum a minimum, přičemž velikost a případně i poloha těchto mezilehlých extrémů výrazně kolísá. Příklad takové obálky zachycuje obrázek 5-36, kde ve třetím pohybovém cyklu byl počátek svalové aktivity detekován až za prvním lokálním maximem v čase 8,1 s.

U třetího cyklu na obrázku 5-36 zajisté nelze v souvislosti s nižším lokálním maximem hovořit o nevýznamné preaktivaci, neboť takový závěr by odporoval průběhu pozorovanému v ostatních zachycených periodách. Lze tedy konstatovat, že počátek svalové aktivity leží ještě před nižším lokálním maximem, tedy před časem 8,1 s. Z toho důvodu následuje po vyhledání lokálních extrémů v oblastech určených na základě analýzy průměrné obálky (tj. v intervalech hledání vyznačených na obrázku 5-36 barevnými obdélníky) ještě korekce umístění vrcholů trojúhelníku: pokud se mezi minimem a maximem nalezeným ve zmíněných intervalech nachází ještě jiné lokální maximum o velikosti alespoň 70 % maxima z intervalu hledání, bude pravý vrchol trojúhelníku ukotven k tomuto bližšímu lokálnímu maximu.



Obr. 5-36: Detekce počátků a konců svalové aktivity na obálce elektromyografického signálu (červená křivka). Svislé čáry oddělují jednotlivé pohybové cykly, vyšší obdélníky označují intervaly pro hledání lokálního maxima, nižší obdélníky intervaly pro vyhledání lokálního minima. Ve dvou pohybových cyklech jsou znázorněny trojúhelníky pro detekci počátku a konce intervalu svalové aktivity, jež vyznačuje tlustá čára na vodorovné ose. U posledního zachyceného cyklu je detekce počátku aktivity v důsledku přítomnosti výrazného lokálního maxima a minima chybná.

Výsledek je znázorněn na obrázku 5-37. Trojúhelník pro detekci počátku svalové aktivity ve třetím zachyceném cyklu je ukotven k nižšímu lokálnímu maximum (v čase 8,1 s) a nikoliv k původně nalezenému maximum v čase 8,4 s. Tím je zajištěna detekce počátku svalové aktivity ještě před prvním lokálním maximum obálky, jak je vyznačeno tlustou čarou na vodorovné ose.



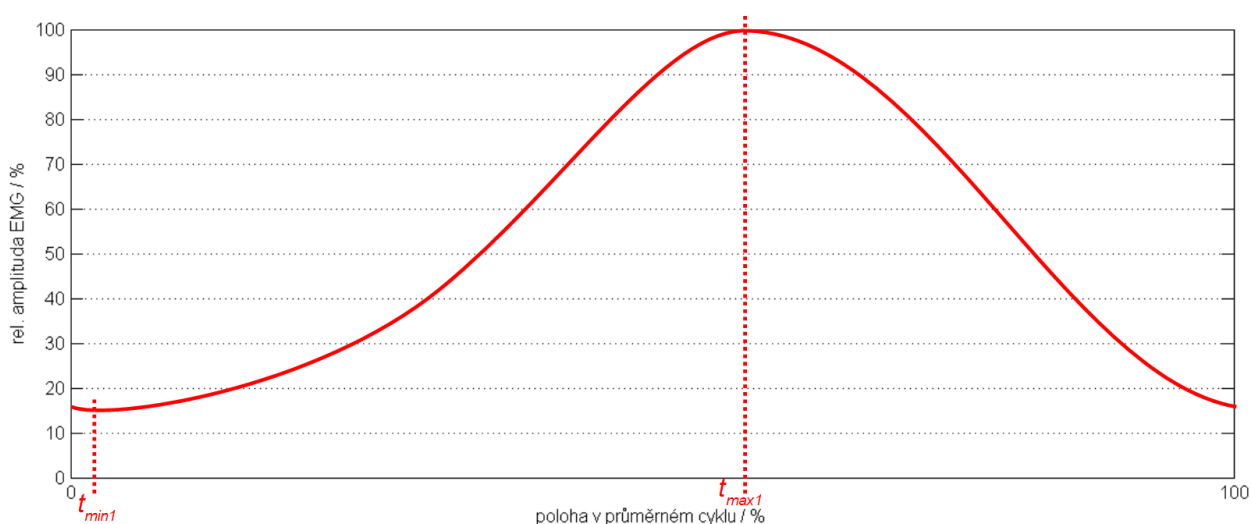
Obr. 5-37: Detekce počátků a konců svalové aktivity na obálce elektromyografického signálu (červená křivka). Svislé čáry oddělují jednotlivé pohybové cykly, vyšší obdélníky označují intervaly pro hledání lokálního maxima, nižší obdélníky intervaly pro vyhledání lokálního minima. Ve dvou pohybových cyklech jsou znázorněny trojúhelníky pro detekci počátku a konce intervalu svalové aktivity, jež vyznačuje tlustá čára na vodorovné ose. U posledního zachyceného cyklu byla provedena korekce polohy vrcholu trojúhelníku (znázorněno šipkou). Srovnajte s obrázkem 5-36.

Podobná korekce se uplatňuje i při detekci konce svalové aktivity: pokud se mezi detekovaným maximum a minimem nachází ještě lokální maximum o velikosti alespoň 70 % maxima z intervalu

hledání, položí se levý vrchol trojúhelníku do tohoto mezilehlého maxima a konec aktivity bude detekován až za tímto maximem.

Detekce bodů na rozhraní sousedních pohybových cyklů

Je-li relevantní extrém průměrné obálky nalezen v blízkosti 0 % nebo 100 % pohybového cyklu, může interval hledání příslušného extrému v jednotlivých pohybových cyklech ležet na rozhraní dvou sousedních cyklů. Příklad takové průměrné obálky je na obrázku 5-38.

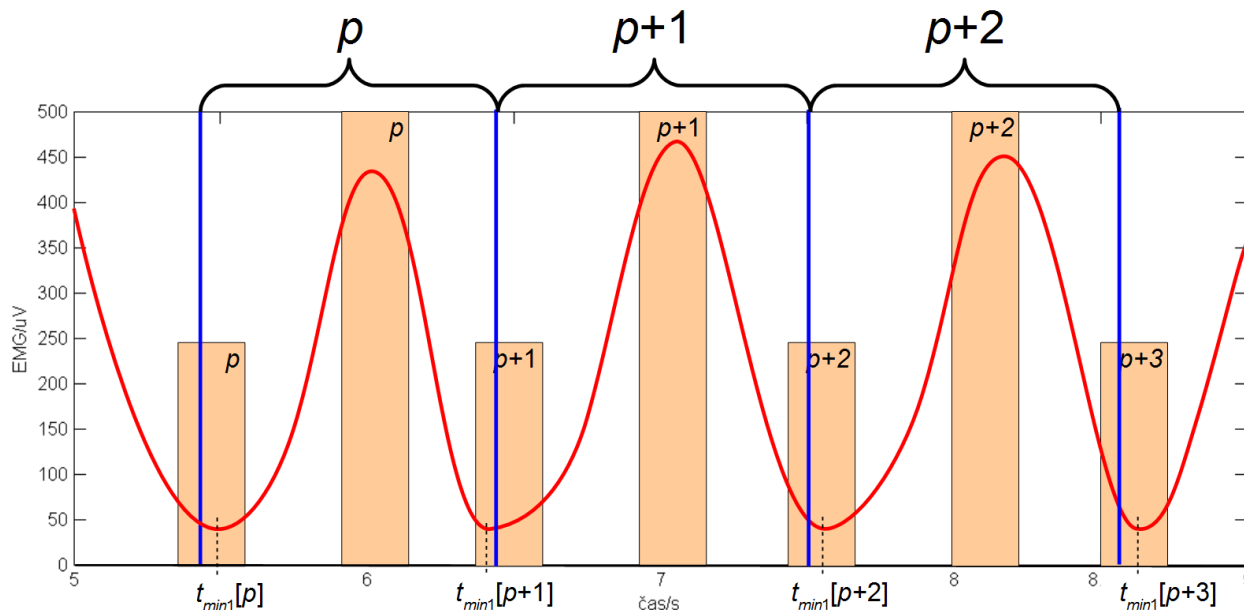


Obr. 5-38: Příklad s jedním relevantním maximem (t_{max1}) na průměrné obálce. Minimum t_{min1} leží blízko rozhraní pohybových cyklů.

Z obrázku 5-38 je zřejmé, že intervaly pro hledání lokálních minim v jednotlivých pohybových cyklech nezahrnují jen začátek daného pohybového cyklu (např. 0 % až 14 %), ale přesahují i na konec předchozího cyklu (např. 94 % až 100 %). Tím je zajištěno, že lokální minimum bude správně nalezeno a přiřazeno i v případě, že bude v některé periodě ležet ještě před začátkem pohybového cyklu. Z hlediska jednoho pohybového cyklu to lze chápat jako hledání v intervalu -6 % až 14 % cyklu.

V konkrétním případě na obrázku 5-39 můžeme pozorovat, že v cyklu $p+2$ se nachází jedno lokální minimum obálky elektromyografického signálu, což je v souladu s tvarem průměrné obálky. V cyklu p jsou však lokální minima dvě, zatímco v cyklu $p+1$ není žádné. Intervaly hledání s přesahem přes hranice pohybových cyklů tuto skutečnost postihnou a druhé lokální minimum na konci cyklu p správně přiřadí následujícímu cyklu $p+1$. Relativní poloha $t_{min1}[p+1]$ bude v tomto případě záporná (např. $t_{min1}[p+1] = -3,2$ %).

Obdobně při nalezení relevantního lokálního extrému průměrné obálky na konci pohybového cyklu mohou být některé extrémy v jednotlivých pohybových cyklech detekovány na počátku následujícího cyklu, což je provázeno relativními polohami přesahujícími 100 % pohybového cyklu.



Obr. 5-39: Detekce počátků a konců svalové aktivity na obálce elektromyografického signálu (červená křivka). Svislé čáry oddělují jednotlivé pohybové cykly (označené p až $p+2$), vyšší obdélníky označují intervaly pro hledání lokálního maxima, nižší obdélníky intervaly pro vyhledání lokálního minima. Lokální minimum přiřazené určitému cyklu může ležet i na konci předchozího cyklu.

Polohy počátků a konců intervalů svalové aktivity nalezené trojúhelníkovou metodou mohou ležet mimo interval 0 % až 100 % nejen z důvodů popsaných v této kapitole, ale i proto, že některé vrcholy trojúhelníku jsou kotveny přímo k bodům sousedních pohybových cyklů.

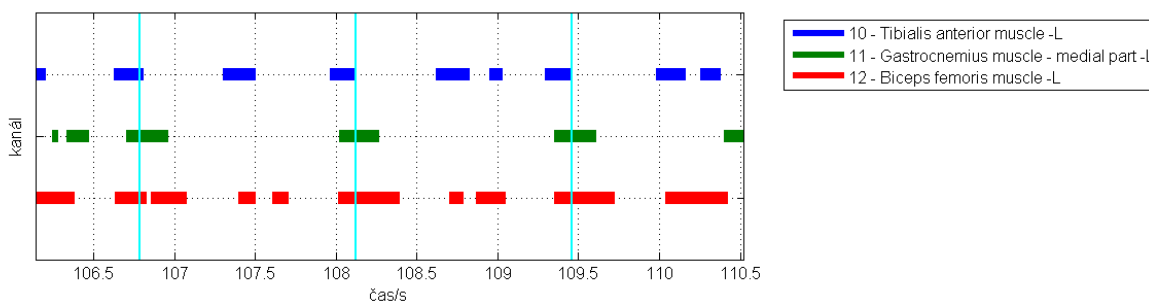
5.4 Popis svalové koordinace

Vývojový diagram 5-42 znázorňuje algoritmus prahování i trojúhelníkové metody. Třebaže lze obě detekční metody používat nezávisle, část algoritmu je společná. Z diagramu je dobře patrné, v jakém pořadí se počítají různé číselné výstupy poskytované oběma metodami.

5.4.1 Prezentování výsledků prahování

Aktivita detekovaná v jednotlivých pohybových cyklech

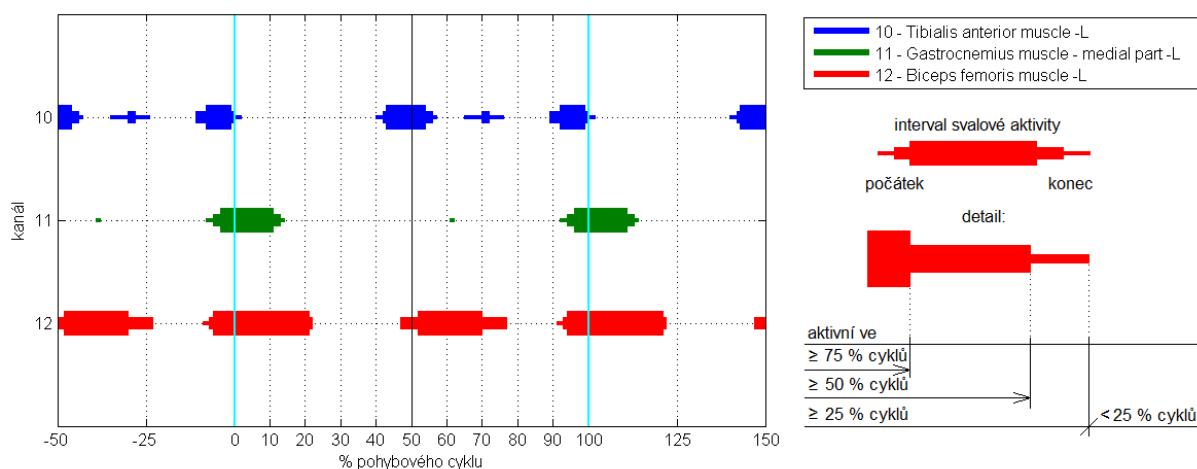
Na obrázku 5-40 můžeme sledovat intervaly svalové aktivity detekované prahováním. Čáry leží v místech, kde obálka překročila práh stanovený jako 25 % maxima obálky v daném pohybovém cyklu.



Obr. 5-40: Interval svalové aktivity. Čára vyznačuje interval svalové aktivity. Detail dvou celých pohybových cyklů s přesahem.

Souhrnné výsledky prahování

Zatímco trojúhelníková metoda detekuje v každém pohybovém cyklu stejný počet intervalů svalové aktivity a lze tedy snadno počítat průměrné polohy počátků i konců svalové aktivity v rámci cyklu, u prahování prováděného v jednotlivých pohybových cyklech toto možné není. Obálka může práh protnout v každém cyklu na rozdílném počtu míst a pak nelze jednoznačně stanovit, ze kterých průsečíků se má počítat průměrná relativní poloha. Na obrázku 5-40 lze různý počet intervalů svalové aktivity v různých pohybových cyklech pozorovat u všech tří zachycených svalů.



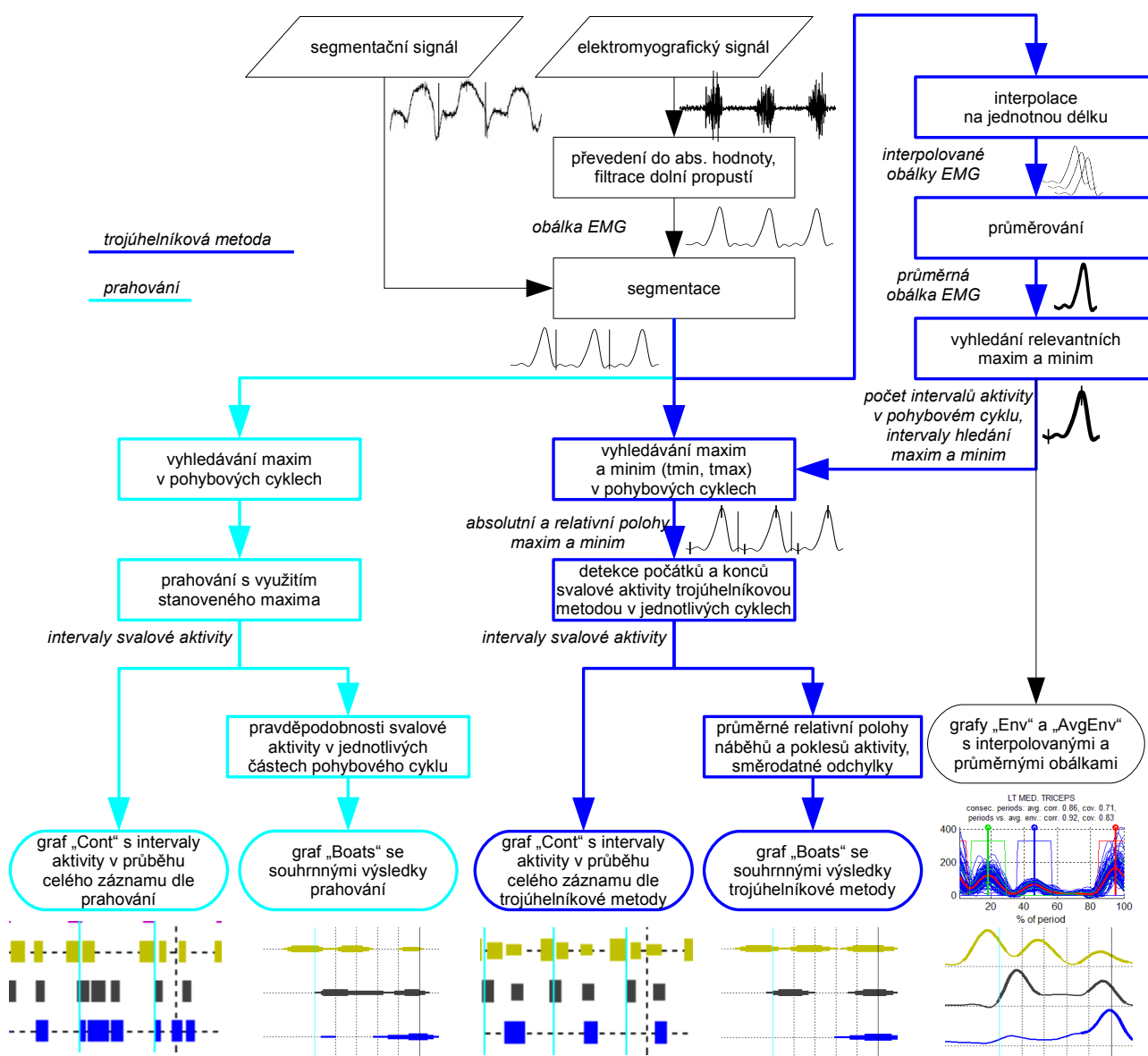
Obr. 5-41: Grafické znázornění pravděpodobnosti svalové aktivity v různých místech pohybového cyklu. V pravé části je vysvětlen význam různé tloušťky čar.

Abychom mohli poskytnout souhrnné grafické znázornění svalové koordinace, spočítali jsme pro každý okamžik pohybového cyklu (0 až 100 %) pravděpodobnost, že sval byl v daném místě aktivní. Souhrnný graf na obrázku 5-41 znázorňuje různé pravděpodobnosti svalové aktivity různou tloušťkou čáry. Celkem jsou použity tři různé tloušťky pro znázornění intervalů s pravděpodobností aktivity 75 %, 50 %, resp. 25 % a více. Není-li v daném místě grafu vyznačena čára, byla zde svalová aktivita detekována méně než ve čtvrtině pohybových cyklů.

Pro lepší znázornění periodicity zobrazeny celkem dva pohybové cykly. Jelikož se jedná o průměrné průběhy, je zřejmé, že průběh v intervalu -50 až 0 % je shodný s intervalem 50 až 100 % cyklu. Podobně i intervaly 0 až 50 % a 100 až 150 % pohybového cyklu jsou shodné.

5.4.2 Prezentování výsledků trojúhelníkové metody

Trojúhelníková metoda poskytuje u každého měřeného svalu množství výstupů, z nichž některé popisují průběh každého pohybového cyklu zvlášť (každému pohybovému cyklu tedy odpovídá jeden výstupní údaj; v následujícím chronologickém seznamu jsou tyto výsledky vyznačeny písmenem „C“), zatímco jiné představují souhrnné informace o činnosti svalu během celého zpracovaného úseku (výsledkem je jeden údaj společný pro všechny zpracované pohybové cykly; tyto výsledky jsou vyznačeny písmenem „S“):

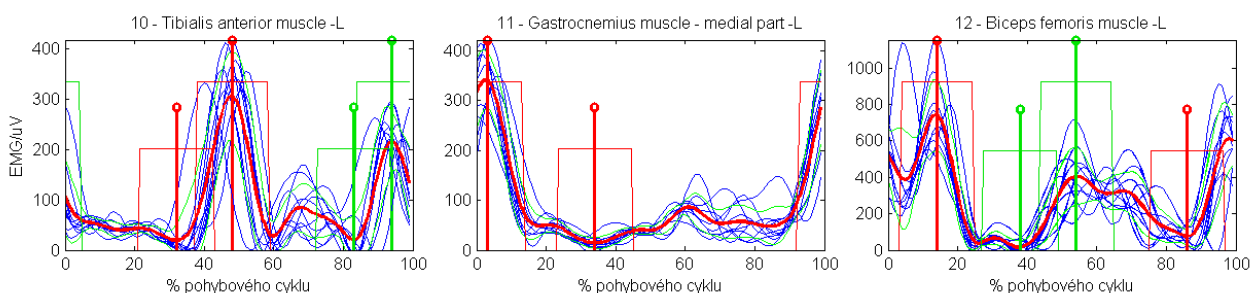


Obr. 5-42: Vývojový diagram zachycující prahování i trojúhelníkovou metodu. Ve spodní části jsou naznačeny grafické výstupy sestavené na základě číselných výsledků obou metod.

- průměrná obálka elektromyografického signálu (S),
- počet intervalů svalové aktivity během pohybového cyklu (S),
- poloha relevantních lokálních extrémů průměrné obálky elektromyografického signálu (S),
- relativní poloha intervalů pro hledání lokálních extrémů v jednotlivých pohybových cyklech (S),
- poloha relevantních lokálních extrémů obálky elektromyografického signálu (C),
- poloha detekovaných počátků a konců svalové aktivity (C),
- průměrná relativní poloha počátků a konců svalové aktivity (S),
- směrodatná odchylka polohy počátků a konců svalové aktivity (S).

Příklady uvedených výsledků a jejich grafické znázornění budeme demonstrovat na příkladu náměru tří svalů – tibialis anterior sin., gastrocnemius medialis sin. a biceps femoris sin – měřených při běhu na lyžích klasickým stylem.

Průměrná obálka, lokální extrémů a intervaly pro jejich hledání



Obr. 5-43: Interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů (tenké modré čáry) a průměrná obálka (tlustá červená čára). Tlusté svíslé čáry označují polohu relevantních lokálních maxim a minim, tenké svíslé čáry ohraničují intervaly, v nichž se budou hledat lokální extrémů v jednotlivých pohybových cyklech. V pořadí dle velikosti lokálního maxima je použita červená, zelená modrá nebo azurová barva.

Obrázek 5-43 znázorňuje obálky z jednotlivých pohybových cyklů interpolované na jednotnou délku a průměrnou obálku spočtenou jako průměr interpolovaných křivek. Zároveň jsou vyznačeny i polohy relevantních maxim a intervaly pro hledání lokálních maxim v jednotlivých pohybových cyklech. Všechny hodnoty jsou číselně vyjádřeny v tabulkách 5-2, 5-4 a 5-3.

	Počet relevantních maxim	Poloha lokálního maxima (% cyklu)				Poloha lokálního minima (% cyklu)			
		1.	2.	3.	4.	1.	2.	3.	4.
10 - Tibialis anterior muscle -L	2	48	94	-	-	32	83	-	-
11 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	1	3	-	-	-	34	-	-	-
12 - Biceps femoris muscle -L	2	14	54	-	-	86	38	-	-

Tab. 5-2: Počet a polohy lokálních maxim a minim na průměrné obálce elektromyografického signálu

Pro snadnější porovnávání aktivačních profilů různých svalů je poskytován i graf zachycující pouze normované průměrné obálky elektromyografického signálu (obrázek 5-44). Průměrné obálky ze všech kanálů jsou vykresleny pod sebou a pro lepší znázornění periodicity jsou zobrazeny celkem dva (průměrné) pohybové cykly: rozsah 0 až 100 % cyklu na vodorovné ose odpovídá jedné periodě pohybu; nalevo je pak zobrazena ještě druhá polovina předchozího cyklu (rozsah -50 až 0 %), napravo následuje první polovina následujícího cyklu (rozsah 100 až 150 %).

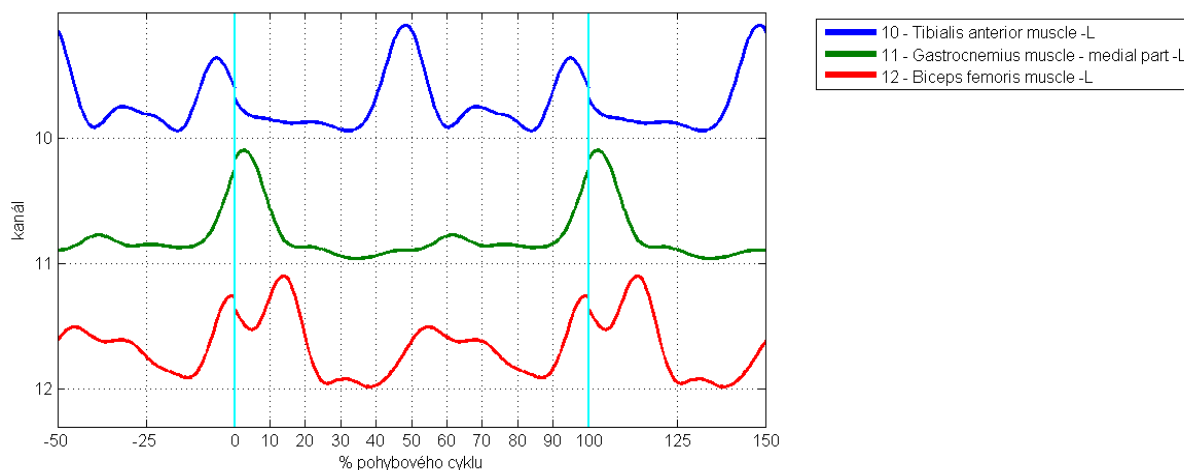
	Intervaly hledání lokálních minim v cyklech							
	1.		2.		3.		4.	
	od	do	od	do	od	do	od	do
10 - Tibialis anterior muscle -L								
11 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	22	42	73	93	-	-	-	-
12 - Biceps femoris muscle -L	24	44	-	-	-	-	-	-
	76	96	28	48	-	-	-	-

Tab. 5-3: Relativní polohy okrajů intervalů, v nichž se budou hledat lokální minima v jednotlivých pohybových cyklech.

Protože graf zachycuje průměrnou obálku, je zřejmé, že tvar křivek v intervalu -50 až 0 % je stejný jako v intervalu 50 až 100 % a podobně také interval 0 až 50 % je shodný s intervalem 100 až 150 %. Křivka v intervalu 0 až 100 % je (až na měřítko) zcela shodná s průměrnou obálkou zobrazenou na obrázku 5-43.

	Intervaly hledání lokálních maxim v cyklech							
	1.		2.		3.		4.	
	od	do	od	do	od	do	od	do
10 - Tibialis anterior muscle -L								
11 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	38	58	84	104	-	-	-	-
12 - Biceps femoris muscle -L	-7	13	-	-	-	-	-	-
	4	24	44	64	-	-	-	-

Tab. 5-4: Relativní polohy okrajů intervalů, v nichž se budou hledat lokální maxima v jednotlivých pohybových cyklech.

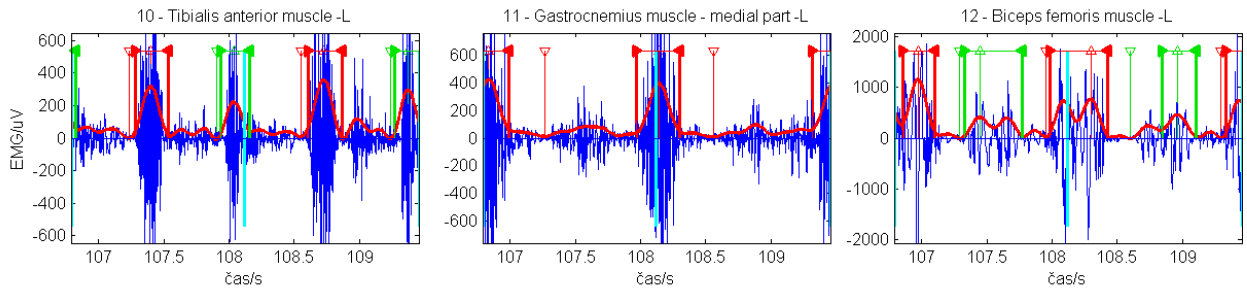


Obr. 5-44: Normované průměrné obálky elektromyografického signálu (aktivační profily) tří sledovaných svalů.

Ačkoliv je obálka elektromyografického signálu tvořena spojitou křivkou, na obrázku 5-44 si lze povšimnout nespojitostí v bodě 0 %, resp. 100 % pohybového cyklu, tedy na rozhraní průměrných obálek poskládaných za sebe. Nespojitost vzniká v důsledku průměrování obálek z konečně velkého množství pohybových cyklů a rozdílné hodnoty obálky na začátku prvního průměrovaného cyklu a na konci posledního průměrovaného cyklu. Hodnota obálky na rozhraní každých dvou po sobě jdoucích pohybových cyklů (a v důsledku spojitosti i v nejbližších vzorcích před a za takovým rozhraním) ovlivňuje jak hodnotu na začátku, tak i hodnotu na konci průměrné obálky, které tak spějí k podobné hodnotě a tedy i ke spojitému průběhu při periodickém opakování průměrné obálky. Začátek prvního pohybového cyklu však ovlivňuje jen začátek průměrné obálky (předchozí vzorky se nezpracovávají a nemají tudíž vliv na hodnotu konce průměrné obálky) a podobně i konec posledního pohybového cyklu ovlivňuje jen konec průměrné obálky. Pokud se hodnota obálky elektromyografického signálu na začátku prvního průměrovaného cyklu liší od hodnoty obálky na konci posledního průměrovaného cyklu, může vzniknout popsaná odchylka. Je zřejmé, že s rostoucím počtem průměrovaných pohybových cyklů vliv rozdílných hodnot na začátku a na konci zpracovávaného úseku klesá.

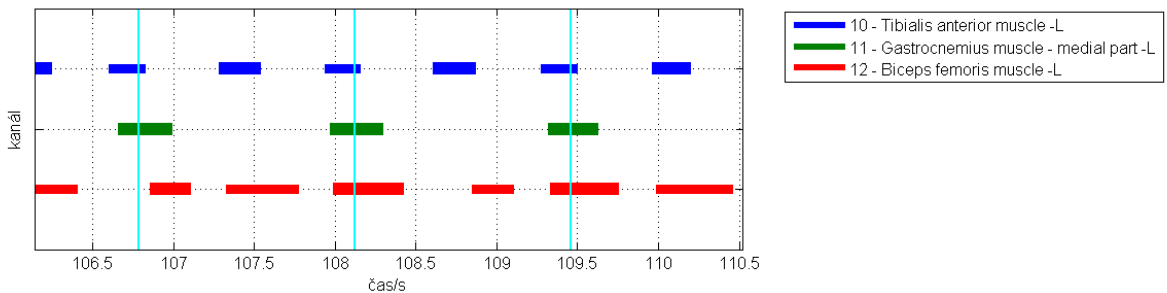
Polohy bodů detekovaných v jednotlivých pohybových cyklech

Na obrázku 5-45 lze spatřit polohy charakteristických bodů detekovaných v jednotlivých pohybových cyklech. Obrázek je vykresluje společně s původním elektromyografickým signálem a jeho obálkou, a to na příkladu dvou pohybových cyklů.



Obr. 5-45: Elektromyografický signál (modrou čarou) a jeho obálka (tlustou červenou čarou). Svislé čáry vyznačují polohy charakteristických bodů: \blacktriangle - lokální maximum, \blacktriangledown - lokální minimum, \blacktriangleright - počátek svalové aktivity, \blacktriangleleft - konec svalové aktivity. Detail dvou pohybových cyklů.

K přehlednějšímu sledování intervalů svalové aktivity v průběhu celého náměru slouží graf na obrázku 5-46. Vodorovné úsečky vyznačují intervaly s detekovanou aktivitou – spojují nalezený okamžik náběhu svalové aktivity s detekovaným okamžikem konce svalové aktivity.



Obr. 5-46: Intervaly svalové aktivity. Nejtlustší čára vyznačuje hlavní (nejvýznamnější) interval svalové aktivity, případné další intervaly jsou znázorněny tenčími čarami. Detail dvou celých pohybových cyklů s přesahem.

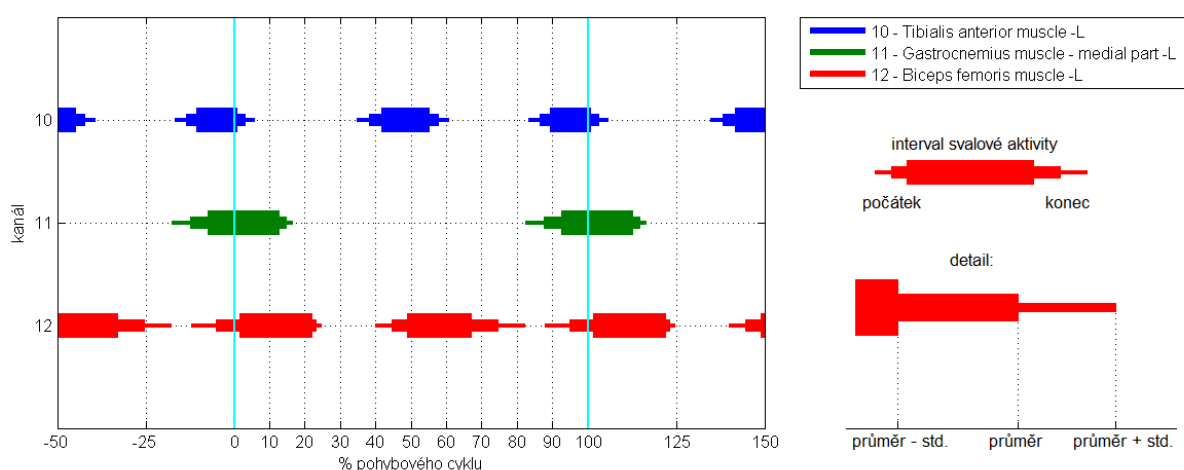
Relativní polohy náběhů a poklesů svalové aktivity vyjádřené v procentech pohybového cyklu jsou vypsány v tabulce 5-5. V posledních dvou řádcích jsou spočteny průměry a směrodatné odchylky všech posloupností poloh.

Pohybový cyklus čís.	10 - Tibialis anterior muscle -L				11 - Gastrocnemius muscle - medial part -L				12 - Biceps femoris muscle -L			
	1. interval		2. interval		1. interval		2. interval		1. interval		2. interval	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
	(% cyklu)		(% cyklu)		(% cyklu)		(% cyklu)		(% cyklu)		(% cyklu)	
1	30,3	52,4	80,8	99,8	-24,8	14,5	-	-	3,1	23,0	39,0	84,6
2	43,0	61,7	85,4	102,1	-14,9	15,0	-	-	-11,0	23,4	48,1	79,9
3	40,2	58,6	84,0	101,0	-11,8	13,3	-	-	-10,5	23,7	41,0	78,6
4	39,4	58,5	85,8	102,9	-13,1	14,5	-	-	4,3	22,8	43,3	70,8
5	37,2	56,2	86,1	102,8	-9,8	15,1	-	-	5,0	23,8	40,8	73,8
6	36,1	55,4	86,0	103,1	-11,5	13,2	-	-	-10,0	22,7	54,0	73,2
7	40,1	59,1	92,4	108,0	-10,6	13,3	-	-	-9,3	23,3	42,5	79,7
8	39,3	59,1	85,6	100,9	-4,8	18,7	-	-	-3,1	25,7	45,6	61,5
9	37,3	56,7	89,3	105,9	-10,9	12,0	-	-	-12,3	20,5	43,2	63,1
10	40,4	60,6	88,3	104,3	-12,6	16,3	-	-	-8,2	23,2	47,6	79,3
Průměr	38,3	57,8	86,4	103,1	-12,5	14,6	-	-	-5,2	23,2	44,5	74,5
Směrodatná odchylka	3,5	2,7	3,1	2,5	5,1	1,9	-	-	6,9	1,3	4,4	7,5

Tab. 5-5: Relativní polohy náběhů a poklesů svalové aktivity v jednotlivých pohybových cyklech a vypočtený průměr a směrodatná odchylka. U sledovaných svalů byly pozorovány nejvýše dva intervaly aktivity v pohybovém cyklu, sloupce pro 3. a 4. interval proto nejsou zobrazeny.

Průměrná relativní poloha počátků a konců svalové aktivity

Průměrné polohy a směrodatné odchylky počátků a konců svalové aktivity z posledních dvou řádků tabulky 5-5 graficky znázorňuje obrázek 5-47. Interval od průměrné polohy počátku do průměrné polohy konce svalové aktivity je vyznačen středně tlustou čarou. Začátek (resp. konec) tenčí i tlustší čáry je od této průměrné polohy vzdálen o velikost směrodatné odchylky. Je zřejmé, že čím menší je směrodatná odchylka členů posloupnosti relativních poloh náběhů či poklesů svalové aktivity, tím tupější je počátek či konec čáry v grafu. Naopak zašpičatělé konce ukazují na velkou



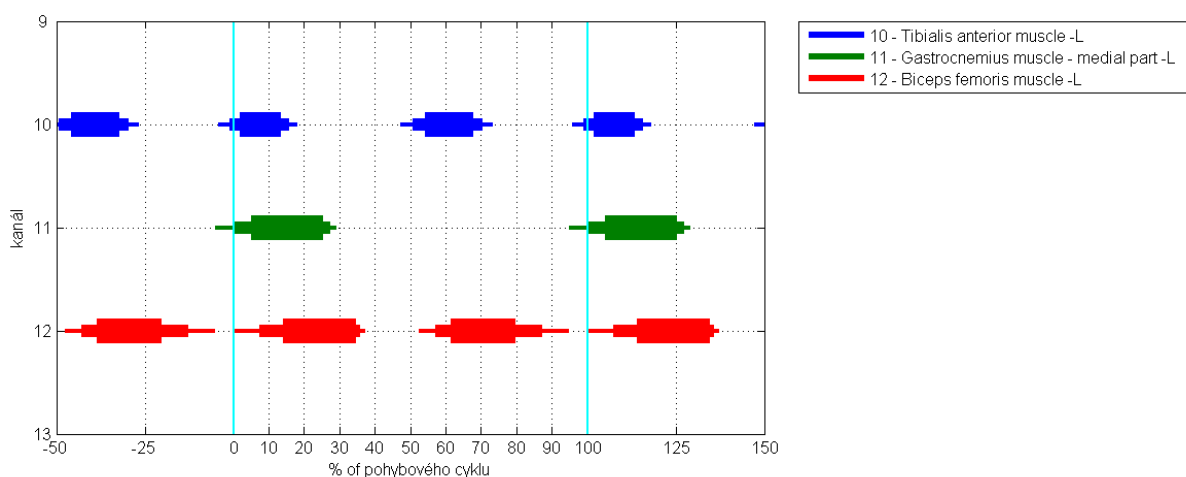
Obr. 5-47: Grafické vyjádření průměrné polohy počátku a konce svalové aktivity a směrodatné odchylky obou údajů. V pravé části je vysvětlen význam různé tloušťky čar.

směrodatnou odchylku a tedy i na velkou proměnlivost polohy počátku či konce intervalu svalové aktivity.

Podobně jako v případě grafu na obrázku 5-41 jsou i zde pro lepší znázornění periodicity zobrazeny celkem dva pohybové cykly.

Časová poloha vztážená k referenčnímu svalu

Při posuzování svalové koordinace se často vyhodnocuje poloha nástupu či poklesu svalové aktivity vztážená k nástupu aktivity referenčního svalu. Algoritmus vytvářející číselné i grafické výstupy umožňuje zadat referenční sval a průměrné polohy počátků a konců svalové aktivity jsou pak k němu vztázeny. V tabulce 5-6 můžeme vidět hodnoty vztážené ke svalu gastrocnemius sin., caput medialis (11. kanál). Je zřejmé, že průměrné polohy nástupů i poklesů svalové aktivity vznikly přičtením konstanty 12,5 % (záporně vzata průměrná poloha nástupu ref. svalu $-12,5\%$) od předposledního řádku tabulky 5-5.



Obr. 5-48: Grafické vyjádření průměrné polohy počátku a konce svalové aktivity. Nástup aktivity svalu v kanálu čís. 11 je bráný jako referenční hodnota.

Grafické vyjádření tabulky 5-6 představuje obrázek 5-48. Až na fázový posun všech intervalů je shodný s obrázkem 5-47. Nulová průměrná poloha nástupu svalu v kanálu čís. 11 je v souladu s jeho použitím coby reference.

5.5 Hodnocení opakovatelnosti pohybu

Dobrou informaci o opakovatelnosti pohybu a zapojení jednotlivých svalů poskytují výsledky detekce svalové aktivity prováděné trojúhelníkovou metodou či prahováním. Obrázky a číselné výstupy dávají ovšem jen informaci o proměnlivosti poloh detekovaných okamžiků svalové aktivity

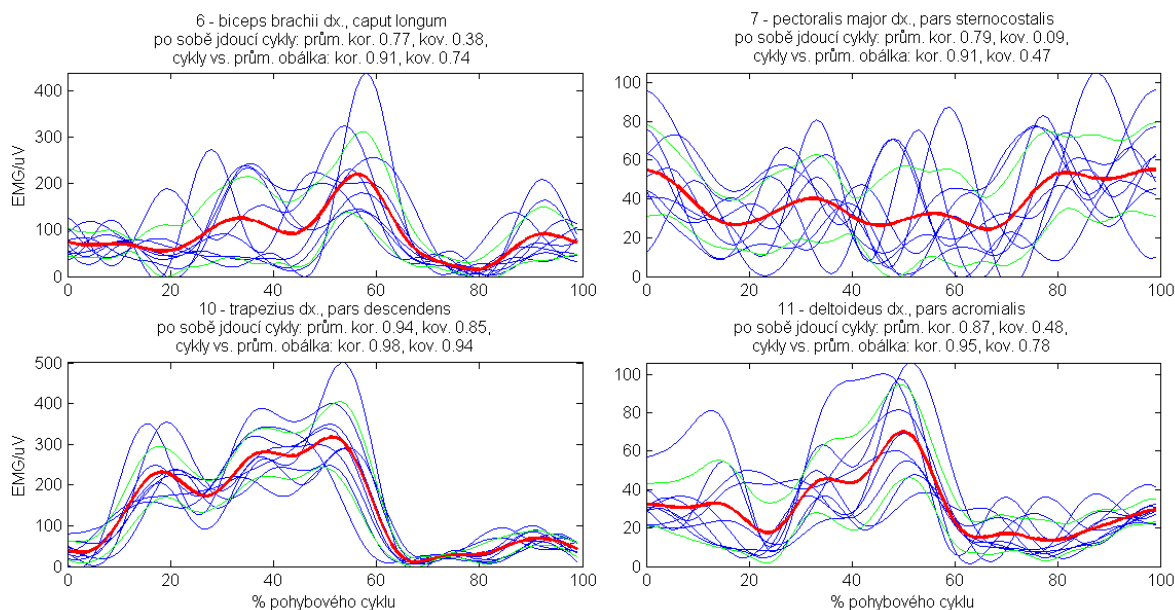
a deaktivace. Užitečné však může být i porovnávání tvaru obálek elektromyografického signálu coby aktivačního profilu svalu v jednotlivých pohybových cyklech.

Objektivní porovnání umožňuje několik číselných výstupů, které jsou doplněny o grafické zobrazení interpolovaných obálek z jednotlivých pohybových cyklů vykreslených přes sebe, jak je patrné z obrázku 5-49. Mezi číselné výstupy patří:

- průměrná korelace po sobě jdoucích interpolovaných obálek,
- průměrná korelace interpolovaných obálek z jednotlivých cyklů a průměrné obálky,
- průměrná kovariance po sobě jdoucích interpolovaných obálek,
- průměrná kovariance interpolovaných obálek z jednotlivých cyklů a průměrné obálky.

Volba mezi korelací a kovariancí byla předmětem vícero diskusí se specialisty v oblasti fyziologie a hodnocení pohybu. S ohledem na matematické pozadí výpočtu – kovariance je počítána coby korelace vektorů po odečtení jejich průměrné hodnoty – je zřejmé, že kovariance popisuje pouze proměnlivou složku průběhu (fázickou svalovou aktivitu), zatímco stejnosměrnou složku (statickou tonickou kontrakci na pozadí) nezachycuje. Naopak korelace zahrnuje obě složky, avšak u průběhu s vysokou stejnosměrnou složkou (tedy u svalu s vysokou úrovní statické kontrakce doplněné jen o malou proměnlivou složku) vychází velmi vysoká i při nízké opakovatelnosti proměnlivé složky. To je dobře vidět svalech čís. 6 a 7 na obrázku 5-49: u svalu 6 jsou rozdíly v realizacích obálek zjevně menší než u svalu 7, avšak hodnoty korelací vycházejí u obou svalů téměř stejné. Všechny průběhy u svalu čís. 7 mají totiž značnou stejnosměrnou složku, která korelaci zvyšuje. Vzhledem k těmto skutečnostem jsou vždy nabízeny hodnoty korelací i kovariancí a uživatel může v závislosti na předmětu hodnocení využít libovolnou z nich.

K výpočtu korelací i kovariancí jsou využívány interpolované obálky elektromyografického signálu z každého pohybového cyklu. Je spočítána korelace a kovariance interpolovaných obálek z každých dvou po sobě jdoucích cyklů a z těchto hodnot je vypočtena průměrná korelace a kovariance po sobě jdoucích obálek. Zároveň je každá interpolovaná obálka porovnána také s průměrnou obálkou; vypočtené hodnoty jsou rovněž zprůměrované a prezentované jako průměrná korelace a kovariance s průměrnou obálkou elektromyografického signálu.

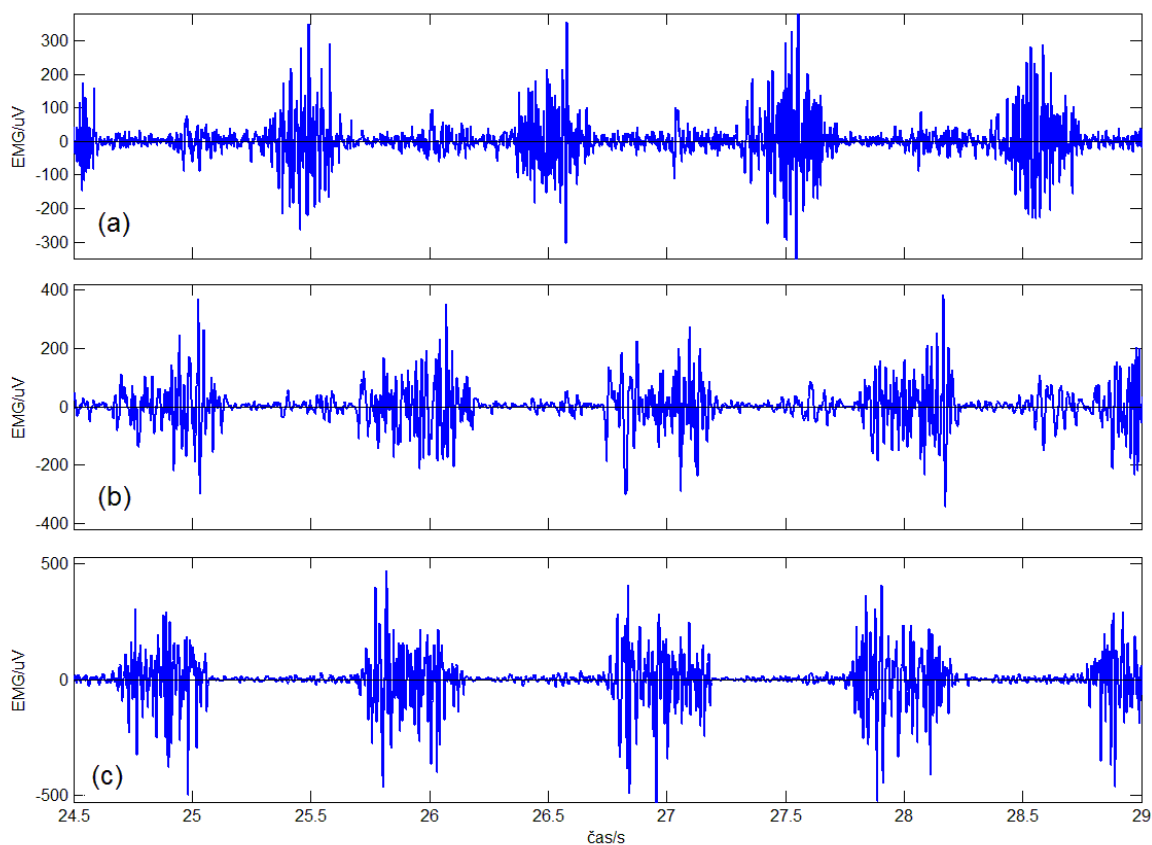


Obr. 5-49: Interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů (tenké modré čáry) a průměrná obálka (tlustá červená čára). Podobnosti obálek elektromyografického signálu v po sobě jdoucích cyklech resp. obálek z jednotlivých cyklů a průměrné obálky jsou vyjádřeny průměrnými hodnotami korelací a kovariancí v nadpisech grafů. Záznam z běhu na lyžích (sada 2013_0426 – Horyna, subjekt 1, 2. měření)

Výsledky obou výpočtů se mohou výrazněji lišit z různých důvodů. V případě, že subjekt vykonává pohyb v jedné části záznamu velmi pravidelně určitým způsobem a ve druhé části záznamu poněkud odlišným způsobem, korelace i kovariance obálek po sobě jdoucích pohybových cyklů mohou vycházet vysoké (menší hodnota bude nevyhnutelně v místě, kde osoba změnila způsob vykonávání pohybu), zatímco korelace i kovariance s průměrnou obálkou budou menší, neboť průměrná obálka se může značně lišit od obálek v první i druhé části záznamu. Prakticky však korelace i kovariance s průměrnou obálkou vycházejí obvykle vyšší než korelace a kovariance po sobě jdoucích obálek. Tato skutečnost souvisí s „hladším“ tvarem průměrné obálky: zatímco při porovnávání obálek v po sobě jdoucích cyklech jsou v obou křivkách přítomny různé náhodné záchvěvy snižující korelaci i kovarianci, při porovnávání s průměrnou obálkou je tímto zatížen pouze jeden z průběhu vstupujících do výpočtu korelace či kovariance.

5.6 Příprava simulovaných elektromyografických signálů

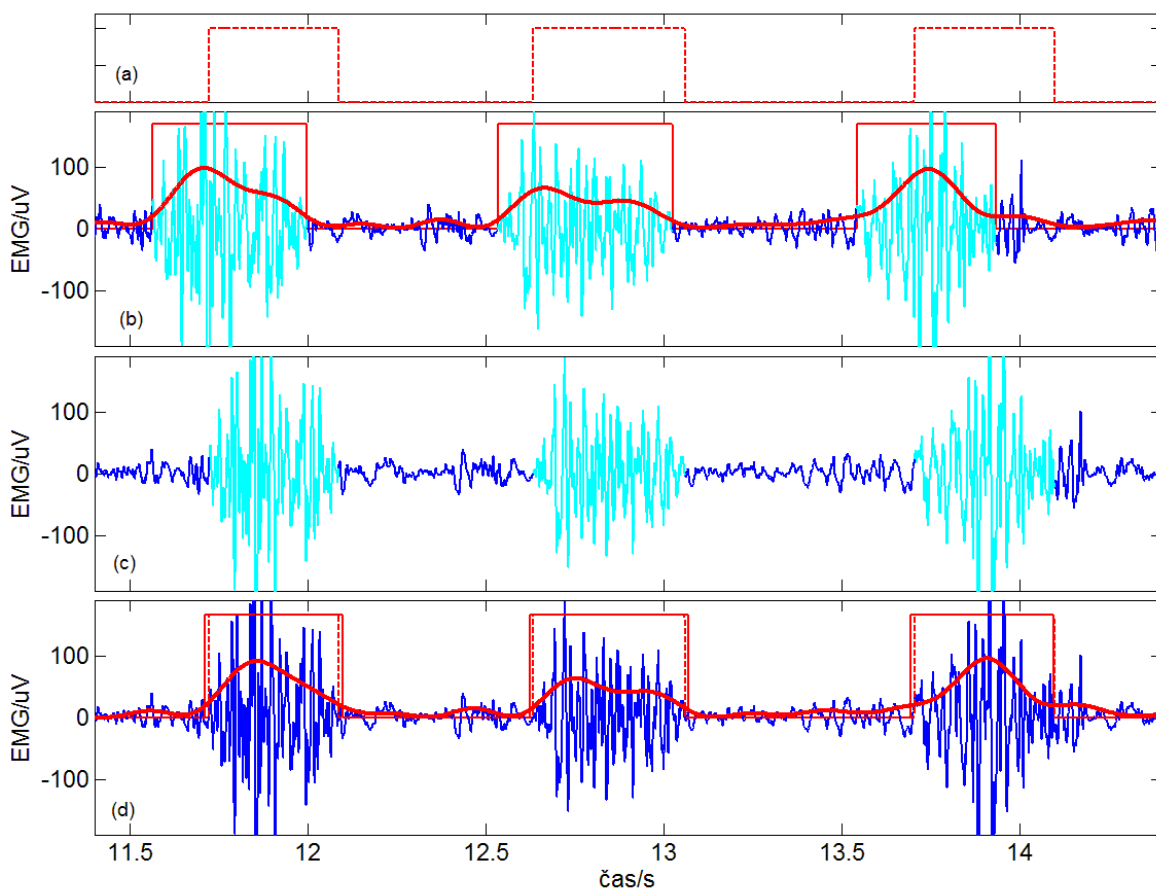
Pro porovnání různých metod zpracování elektromyografických signálů jsme potřebovali dvoukanálové signály, které by vykazovaly určité pořadí svalové aktivity a deaktivace. Proto jsme vytvořili několik simulovaných elektromyografických signálů.



Obr. 5-50: Časové průběhy elektromyografického signálu *m. peroneus longus dx.* (a), *adductor magnus dx.* (b) a *quadriceps femoris vastus lateralis sin.* (c) u subjektu 251 během jízdy na kole.

Simulované elektromyografické signály vycházejí ze skutečných záznamů podobně jako v [SOL10]. Nejedná se tedy o zcela syntetické signály jako v [FAR01], [JOH03], [LI07], [MER03], [KAR00], MES13, [WAN06a] nebo [XU13]. Naměřené signály byly upraveny (především posunuty v čase a interpolovány) takovým způsobem, aby vyhověly stanovenému pořadí svalových aktivací a deaktivací. Jako základ jsme použili dvoukanálový elektromyografický signál ze sady 2011_1208 – Bačáková. Signál byl naměřený přenosným aparátem ME 6000 Biomonitor (Mega Electronics Ltd, Finland) na *m. peroneus longus dx.* a *m. adductor magnus dx.* během jízdy na kole na tréninkových válcích. Měřeným subjektem byl muž, rekreační cyklista (subjekt 251). Zároveň jsme využili segmentační signál odvozený z dalšího elektromyografického kanálu, konkrétně z *m. quadriceps femoris sin., vastus lateralis.* Vzorkovací frekvence činila 1 kHz a zpracovali jsme přibližně 20 s ustálené části záznamu.

Uvedené svaly a pohybovou aktivitu jsme zvolili z důvodu příznivého průběhu elektromyografických signálů, které v každém pohybovém cyklu vykazují jeden zřetelný a pravidelně opakovaný interval aktivity, jak je patrné na obrázku 5-50.



Obr. 5-51: Postup přípravy syntetického elektromyografického signálu (jeden z dvojice kanálů): požadovaná sekvence svalové aktivity (a), měřený elektromyografický signál (modrá a azurová křivka) a intervaly aktivity (červené obdélníky) detekované prahováním obálky (tlustá červená křivka) (b), úseky elektromyografického signálu interpolované na požadované délky (c), syntetický elektromyografický signál (modrá křivka), jeho obálka (tlustá červená křivka), požadované (čárkovaně) a detekované (plnou čarou) intervaly aktivity (d).

Obrázek 5-51 dokumentuje postup přípravy syntetického elektromyografického signálu. Na obrázku i v následujícím popisu je zmiňován pouze jeden z dvojice kanálů, neboť algoritmus byl pro oba signály shodný. Požadovaná sekvence svalové aktivity je znázorněna v části (a). Měřený elektromyografický signál (b) byl převeden do absolutní hodnoty a vyfiltrován dolní propustí s mezní frekvencí propustného pásma 4,5 Hz. Na získané obálce byly prahováním identifikovány intervaly svalové aktivity: úseky přesahující 20 % maxima v daném pohybovém cyklu byly označeny jako svalová aktivita. Následně byly segmenty původního elektromyografického signálu spadající do jednotlivých intervalů detekované svalové aktivity či klidu interpolovány na takové délky, které odpovídaly požadovaným intervalům svalové aktivity dle obrázku 5-51 (a). Simulovaný elektromyografický signál poskládaných z jednotlivých interpolovaných úseků je zachycen na obrázku 5-51 (c). Závěrečnou fází představoval výpočet obálky simulovaného signálu (obrázek 5-51 (d)) a detekce aktivity prahováním tak, jak bylo zmíněno výše v souvislosti s průběhy v části (b).

Domníváme se, že uvedená manipulace s elektromyografickým signálem je z hlediska použité detekce počátků a konců svalové aktivity (prahováním i trojúhelníkovou metodou) přijatelná. Posun frekvenčních složek při interpolaci ani nespojitosti na rozhraních interpolovaných segmentů nejsou na závadu, neboť syntetický signál je poté převáděn do absolutní hodnoty a zásadním způsobem filtrován dolní propustí, takže zůstane zachována pouze informace o celkové amplitudě průběhu. Je třeba zdůraznit, že obálka používaná k dalším detekcím (na obrázku 5-51 (d)) sama o sobě není interpolovanou křivkou. Je to obálka upraveného (interpolovaného) signálu.

6 Analýza a porovnání metod

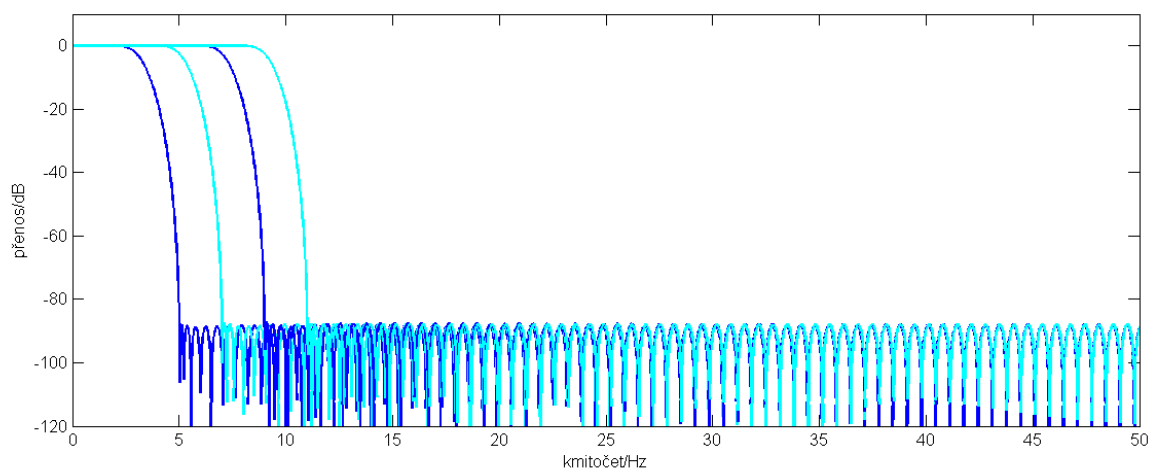
6.1 Vliv parametrů dolní propusti použité k výpočtu obálky elektromyografického signálu

Popsaná detekce svalové aktivity prahováním či trojúhelníkovou metodou i hodnocení opakovatelnosti pohybu využívá obálku elektromyografického signálu. Proto je důležité zjistit, nakolik parametry dolní propusti využitě k výpočtu obálky ovlivňují výsledky uvedených metod.

	Dolní propust 3 Hz	Dolní propust 5 Hz	Dolní propust 7 Hz	Dolní propust 9 Hz
Konec propustného pásma (Hz)	3,0	5,0	7,0	9,0
Začátek nepropustného pásma (Hz)	5,0	7,0	9,0	11,0
Útlum nepropustného pásma (dB)	87,5	87,5	87,5	87,5
Počet koeficientů	1501	1501	1501	1501

Tab. 6-1: Parametry dolních propustí použitých k výpočtu obálky elektromyografického signálu. Vzorkovací frekvence činila 1 kHz.

K porovnání jsme využili elektromyografické signály měřené při chůzi do schodů (sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření). Průměrná délka pohybového cyklu (dvojkroku) činila 0,95 s se směrodatnou odchylkou 0,05 s. S ohledem na tuto periodu a na dynamiku svalových kontrakcí byla při původním zpracování použita dolní propust s hranicí propustného pásma 5 Hz. Pro porovnání byly provedeny ještě další výpočty s využitím dolních propustí s hranicí propustného pásma na kmitočtu 3 Hz, 7 Hz a 9 Hz.

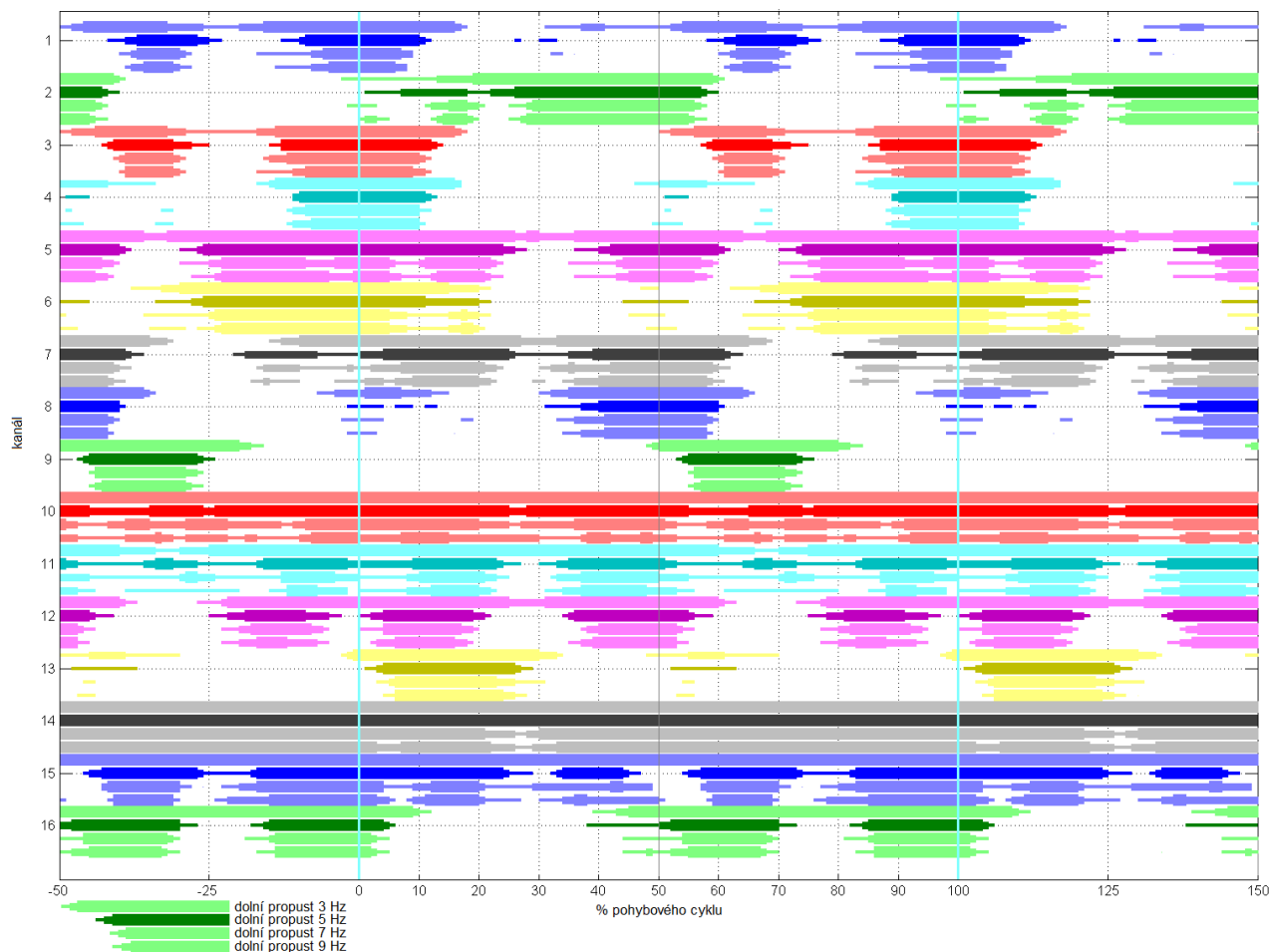


Obr. 6-1: Detail modulových frekvenčních charakteristik dolních propustí použitých k výpočtu obálky elektromyografických signálů. Horní hranice propustného pásma leží na kmitočtu 3 Hz, 5 Hz, 7 Hz, resp. 9 Hz.

Parametry všech čtyř filtrů shrnuje tabulka 6-1. Detail modulových frekvenčních charakteristik lze spatřit na obrázku 6-1.

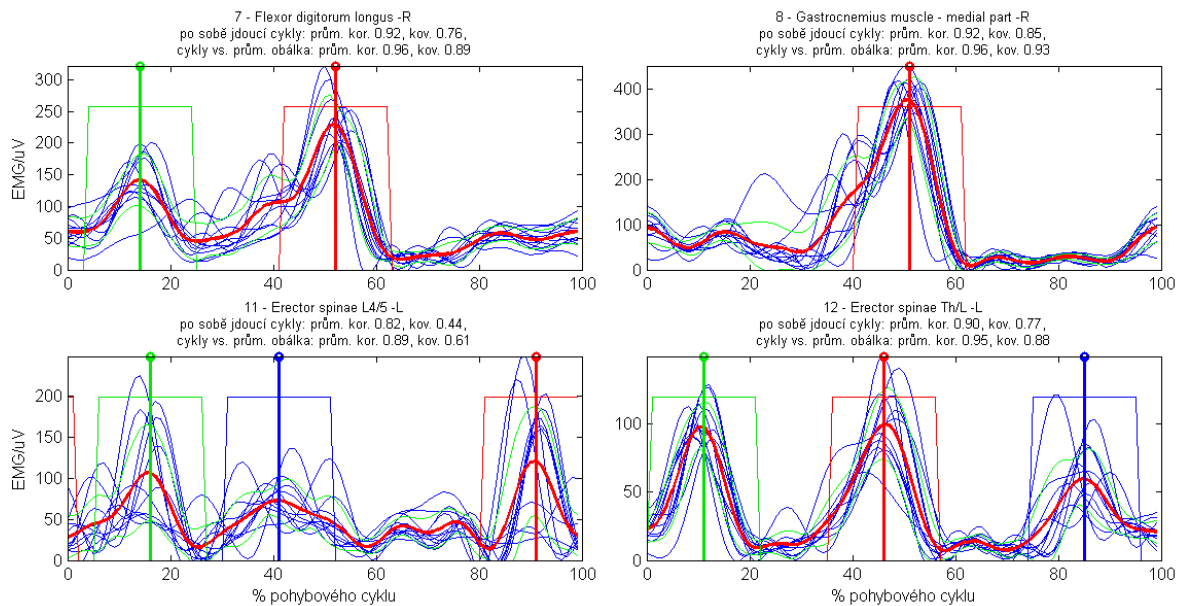
6.1.1 Vliv dolní propusti na detekci svalové aktivity prahováním

Při prahování byla použita úroveň 25 % maxima obálky elektromyografického signálu v daném pohybovém cyklu. Obrázek 6-2 shrnuje a přehledně graficky znázorňuje výsledky výpočtů se všemi čtyřmi dolními propustmi zvolenými pro konstrukci obálky.



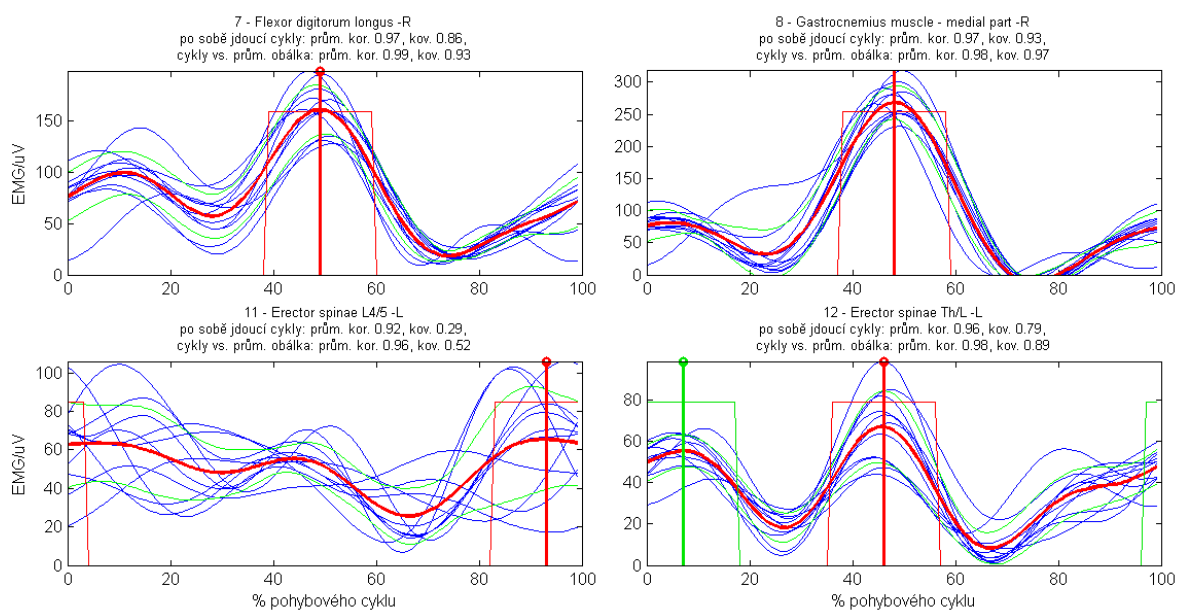
Obr. 6-2: Pravděpodobnost svalové aktivity (sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření chůze do schodů). Syté čáry označují výsledky prahování obálky vzniklé průchodem dolní propustí s hranicí propustného pásma na kmitočtu 5 Hz; světlejší čáry přísluší frekvencím 3 Hz, 7 Hz, resp. 9 Hz. Kanálům 1 až 16 odpovídají svaly uvedené v tabulce 6-2.

Je patrné, že při největším vyhlazení obálky (při použití dolní propusti 3 Hz) jsou detekované intervaly svalové aktivity obecně delší. U svalů v kanálech 10, 14 a 15 je v tomto případě dokonce v celém pohybovém cyklu indikována pravděpodobnost aktivace nad 75 %, nicméně první dva jmenované signály jsou zaznamenány nekvalitně a vykazují minimální opakovatelnost. Směrem k vyšším hranicím propustného pásma se délka detekovaných intervalů převážně zkracuje, avšak rozdíly již nejsou tak výrazné jako při přechodu z hranice 3 Hz na 5 Hz.



Obr. 6-3: Interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů (tenké modré čáry) a průměrná obálka (tlustá červená čára) při filtraci dolní propustí s mezním kmitočtem propustného pásma 9 Hz. Intervaly hledání maxima vyznačené obdélníky se vztahují k trojúhelníkové metodě použité v následující kapitole.

Počet intervalů svalové aktivity detekovaných během pohybového cyklu mírně roste směrem k vyšším hranicím propustného pásma filtru. Zřetelně se to projevuje například u kanálu 12, kde jsou z elektromyografického signálu patrné tři významné kontrakce během pohybového cyklu. Tomu odpovídají tři intervaly aktivity detekované prahováním obálky vypočtené s využitím dolních propustí 5 Hz, 7 Hz nebo 9 Hz (obrázek 6-3). Při použití filtru s mezním kmitočtem 3 Hz (obrázek 6-



Obr. 6-4: Interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů (tenké modré čáry) a průměrná obálka (tlustá červená čára) při filtraci dolní propustí s mezním kmitočtem propustného pásma 3 Hz. Intervaly hledání maxima vyznačené obdélníky se vztahují k trojúhelníkové metodě použité v následující kapitole.

4) je však vyhlazení tak výrazné, že se některé lokální extrémy ztratí a původní tři oddělené intervaly svalové aktivity jsou detekovány jako jediný dlouhý interval.

Z hlediska posouzení svalové koordinace je zásadní pořadí aktivace a deaktivace jednotlivých svalů či jejich částí. V tomto ohledu jsou výsledky prahování obálek frekvenčně omezených hodnotami 5 Hz, 7 Hz a 9 Hz srovnatelné, jak lze pozorovat na obrázku 6-2.

	Dolní propust	Začátek 1. intervalu				Začátek 2. intervalu				Začátek 3. intervalu				Začátek 4. intervalu			
		3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz	3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz	3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz	3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz
1 - Peroneus longus muscle -L	průměr	-22,0	-18,0	-11,1	-17,3	-	-	42,2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	4,0	4,0	4,7	5,5	-	-	18,8	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2 - Tibialis anterior muscle -L	průměr	15,2	19,8	21,7	24,4	-	-	-	4,5	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	4,0	4,8	4,8	1,4	-	-	-	9,4	-	-	-	-	-	-	-	-
3 - Flexor digitorum longus -L	průměr	-22,4	-12,7	-11,0	-11,4	-	49,3	53,4	56,2	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	7,4	3,2	7,9	8,2	-	1,9	1,9	4,4	-	-	-	-	-	-	-	-
4 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	průměr	-22,6	-17,1	-17,5	-17,1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	1,4	1,6	4,1	3,7	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
5 - Peroneus longus muscle -R	průměr	33,1	35,7	38,5	38,9	70,4	68,4	72,2	72,4	-	-	8,5	9,6	-	-	-	-
	std.	2,6	4,0	3,9	4,5	2,6	1,7	3,3	1,9	-	-	2,4	2,3	-	-	-	-
6 - Tibialis anterior muscle -R	průměr	61,7	66,2	69,7	71,0	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	2,8	2,7	3,9	3,8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
7 - Flexor digitorum longus -R	průměr	23,8	35,6	38,2	40,5	-	-1,2	0,8	2,6	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	13,3	4,4	6,4	5,6	-	3,4	4,0	3,9	-	-	-	-	-	-	-	-
8 - Gastrocnemius muscle - medial part -R	průměr	23,7	30,8	32,0	32,2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	7,8	4,3	5,0	4,9	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -L	průměr	44,7	50,5	52,8	53,5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	1,3	1,4	1,4	1,5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
10 - External abdominal oblique muscle -L	průměr	-	-	-5,4	-6,6	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	-	-	11,3	9,3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
11 - Erector spinae L4/5 -L	průměr	71,1	82,3	85,1	86,5	-	4,4	4,6	6,0	-	31,5	31,7	32,5	-	58,2	63,6	-
	std.	8,1	4,1	4,2	4,3	-	3,7	3,4	4,3	-	3,3	4,7	4,9	-	1,3	2,7	-
12 - Erector spinae Th/L -L	průměr	31,0	31,0	34,8	34,1	-24,4	-0,1	1,2	2,8	-	72,8	74,5	75,8	-	-	-	-
	std.	0,7	2,1	2,9	3,0	10,8	2,1	1,6	2,2	-	3,4	3,2	3,8	-	-	-	-
13 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -R	průměr	-5,3	0,5	0,6	1,4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	2,6	1,6	1,5	2,1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
14 - External abdominal oblique muscle -R	průměr	-	-	37,6	5,4	-	-	-	38,3	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	-	-	12,6	4,1	-	-	-	12,2	-	-	-	-	-	-	-	-
15 - Erector spinae L4/5 -R	průměr	66,4	81,1	82,0	82,2	-	52,8	54,7	55,9	-	-	-	7,6	-	-	-	-
	std.	14,5	2,2	5,4	4,5	-	2,2	1,8	1,8	-	-	-	1,3	-	-	-	-
16 - Erector spinae Th/L -R	průměr	79,8	80,7	82,8	82,5	36,5	44,5	47,3	49,0	-	-	-	-	-	-	-	-
	std.	1,7	1,8	3,6	3,9	6,7	5,1	5,3	5,6	-	-	-	-	-	-	-	-

Tab. 6-2: Průměrné polohy počátků svalové aktivity vyjádřené v procentech pohybového cyklu a jejich směrodatné odchylky. Výsledky trojúhelníkové metody aplikované na obálky elektromyografického signálu získané průchodem čtyřmi různými dolními propustmi (sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření chůze do schodů).

Závěr: Lze konstatovat, že použití dolní propusti s hranicí propustného pásma na kmitočtu 3 Hz je pro výpočet obálky u zkoumaného signálu nevhodné, neboť při dané dynamice pohybu již

není možné dostatečně odlišit jednotlivé svalové kontrakce. Naopak použití filtrů s hraničním kmitočtem 5 Hz, 7 Hz a 9 Hz vede k věrohodnějším výsledkům, které se od sebe navzájem významně neliší.

6.1.2 Vliv dolní propusti na detekci svalové aktivity trojúhelníkovou metodou

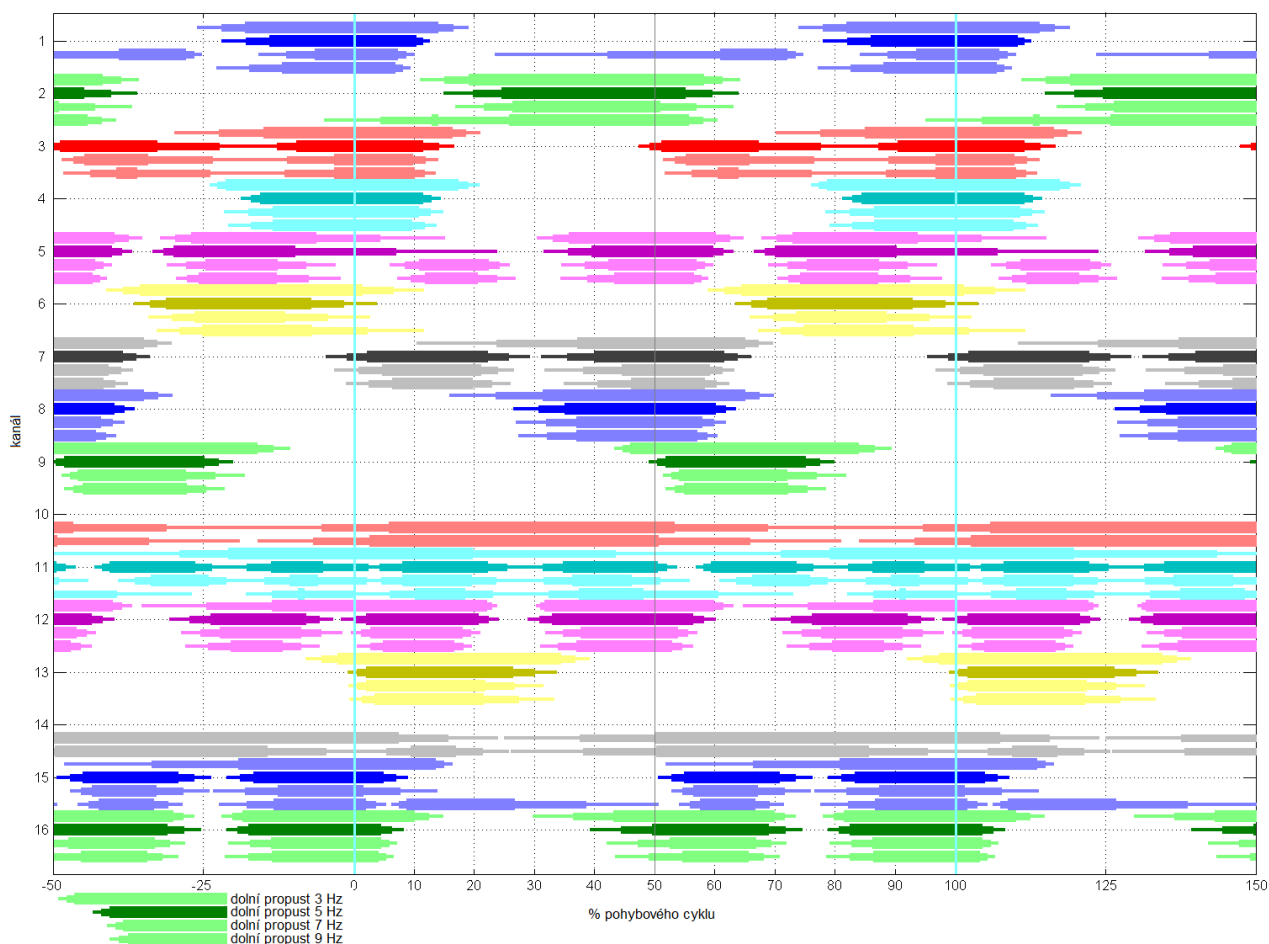
	Dolní propust	Konec 1. intervalu				Konec 2. intervalu				Konec 3. intervalu				Konec 4. intervalu			
		3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz	3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz	3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz	3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz
1 - Peroneus longus muscle -L	průměr	16,5	11,5	8,7	8,1	–	–	73,4	–	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	2,5	1,1	1,4	1,3	–	–	1,3	–	–	–	–	–	–	–	–	–
2 - Tibialis anterior muscle -L	průměr	61,2	59,5	57,0	58,0	–	–	–	27,1	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	3,0	4,4	6,1	2,3	–	–	–	14,0	–	–	–	–	–	–	–	–
3 - Flexor digitorum longus -L	průměr	18,6	14,1	11,9	11,8	–	77,6	76,5	76,1	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	2,3	2,6	2,1	1,7	–	10,4	10,8	12,1	–	–	–	–	–	–	–	–
4 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	průměr	19,1	12,9	12,8	11,7	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	1,7	1,5	2,0	2,1	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
5 - Peroneus longus muscle -R	průměr	62,5	61,4	58,3	57,7	104,4	107,0	92,0	92,5	–	–	24,2	23,7	–	–	–	–
	std.	2,3	1,7	1,4	1,2	10,7	16,8	4,8	5,3	–	–	1,7	3,1	–	–	–	–
6 - Tibialis anterior muscle -R	průměr	106,5	98,3	95,6	102,3	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	5,1	5,5	7,1	9,3	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
7 - Flexor digitorum longus -R	průměr	67,3	63,8	61,2	60,3	–	25,7	23,9	22,9	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	2,3	2,2	2,1	2,0	–	3,5	2,7	3,2	–	–	–	–	–	–	–	–
8 - Gastrocnemius muscle - medial part -R	průměr	67,4	61,9	59,8	58,8	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	2,3	1,7	2,0	1,6	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
9 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -L	průměr	86,6	77,4	77,0	75,3	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	2,8	2,4	4,9	3,2	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
10 - External abdominal oblique muscle -L	průměr	–	–	68,8	65,8	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	–	–	15,5	15,2	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
11 - Erector spinae L4/5 -L	průměr	143,4	102,3	102,1	100,2	–	25,5	23,6	23,1	–	52,1	51,0	60,5	–	76,3	78,8	–
	std.	23,7	7,5	8,1	8,5	–	3,3	3,9	4,6	–	1,6	4,8	12,4	–	2,8	3,0	–
12 - Erector spinae Th/L -L	průměr	61,5	58,2	55,5	54,6	22,9	22,4	19,5	18,1	–	94,2	94,6	91,2	–	–	–	–
	std.	1,6	1,9	1,6	1,7	0,9	1,7	1,5	1,5	–	2,2	3,4	3,1	–	–	–	–
13 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -R	průměr	36,8	30,1	26,7	27,4	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	2,4	3,7	4,8	5,9	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
14 - External abdominal oblique muscle -R	průměr	–	–	115,7	21,4	–	–	–	95,4	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	–	–	8,3	4,4	–	–	–	9,9	–	–	–	–	–	–	–	–
15 - Erector spinae L4/5 -R	průměr	115,0	106,9	107,7	103,7	–	73,5	71,6	69,1	–	–	–	38,7	–	–	–	–
	std.	1,4	2,1	6,1	1,7	–	2,7	4,4	2,4	–	–	–	12,0	–	–	–	–
16 - Erector spinae Th/L -R	průměr	112,4	106,3	105,8	105,3	71,6	71,8	69,4	68,2	–	–	–	–	–	–	–	–
	std.	2,4	1,9	1,3	1,2	1,8	2,8	2,6	2,5	–	–	–	–	–	–	–	–

Tab. 6-3: Průměrné polohy konců svalové aktivity vyjádřené v procentech pohybového cyklu a jejich směrodatné odchylky. Výsledky trojúhelníkové metody aplikované na obálky elektromyografického signálu získané průchodem čtyřmi různými dolními propustmi (sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření chůze do schodů).

Výsledky trojúhelníkové metody aplikované na obálky elektromyografického signálu získané průchodem čtyřmi dolními propustmi jsou prezentované na obrázku 6-5 podobným způsobem jako v předchozí kapitole. Protože trojúhelníková metoda detekuje v každém pohybovém cyklu stejný

počet intervalů svalové aktivity, bylo možné sestavit i tabulku 6-3 uvádějící číselné výsledky – průměrné polohy počátků a konců svalové aktivity v pohybových cyklech a směrodatné odchylky těchto údajů.

Použití filtru s nejnižším mezním kmitočtem vedlo celkově k detekci menšího počtu intervalů svalové aktivity. Důvodem je stejně jako v případě prahování „slévání“ jednotlivých vrcholů v jednu širší oblast s vysokou amplitudou. Počet intervalů detekovaný při použití dolních propustí 5 Hz, 7 Hz a 9 Hz byl již velmi podobný. Z tabulky 6-3 i z grafu 6-5 je zřejmé, že se sice vyskytly nemnohé odlišnosti, avšak již bez možnosti vysledovat jasný trend: například u svalu 1 byl při použití dolní ropusti 7 Hz detekován i druhý interval aktivity, avšak při mezním kmitočtu 9 Hz ani 5 Hz (natož 3 Hz) již tento interval nebyl označen za relevantní. U kanálu 14 nebylo možné při mezních kmitočtech 3 Hz a 5 Hz detekovat žádnou aktivitu, nicméně to je v tomto případě dáno zejména mizivou opakovatelností průběhu obálky elektromyografického signálu.



Obr. 6-5: Průměrné intervaly svalové aktivity detekované prahováním (sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření chůze do schodů). Syté čáry označují výsledky prahování obálky vzniklé průchodem dolní propustí s hranicí propustného pásma na kmitočtu 5 Hz; světlejší čáry příslušejí frekvencím 3 Hz, 7 Hz, resp. 9 Hz. Kanálům 1 až 16 odpovídají svaly uvedené v tabulce 6-2.

Trend můžeme naopak vyzorovat při porovnávání délek detekovaných intervalů svalové aktivity: od hranice propustného pásma 5 Hz směrem k 9 Hz se detekované intervaly převážně zkracují. Výsledky získané při použití dolní propusti 3 Hz do této statistiky nezapadají zejména z důvodu výše uvedeného odlišného počtu intervalů detekovaných v rámci pohybového cyklu.

Závěry ohledně svalové koordinace (tj. pořadí nástupů a poklesů svalové aktivity) jsou při použití tří vyšších mezních kmitočtů srovnatelné, neboť při změně parametrů filtru nedochází k významnému posunu celých detekovaných intervalů jedním či druhým směrem.

Tabulka 6-3 umožňuje vyhodnotit i velikosti směrodatných odchylek časových posloupností nástupů a poklesů svalové aktivity. Tato výstupní veličina se jeví jako téměř nezávislá na parametrech dolní propusti: u nástupu i poklesu svalové aktivity činí u každého filtru průměrně přibližně 4 % pohybového cyklu.

Závěr: Porovnání čtyř dolních propustí přináší podobné výstupy jako v případě prahování v kapitole 6.1.1: největší vyhlazení při konstrukci obálky průchodem signálu skrz filtr s mezním kmitočtem propustného pásma 3 Hz nadměrně potlačuje detaily v podobě jednotlivých svalových kontrakcí. Použití dolních propustí 5 Hz, 7 Hz či 9 Hz se jeví jako vhodnější a srovnatelné.

Dolní propust	Průměrná korelace po sobě jdoucích interpolovaných obálek				Průměrná korelace interpolovaných obálek s průměrnou obálkou			
	3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz	3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz
1 - Peroneus longus muscle -L	0,96	0,95	0,94	0,93	0,98	0,97	0,97	0,97
2 - Tibialis anterior muscle -L	0,98	0,97	0,96	0,94	0,99	0,98	0,98	0,97
3 - Flexor digitorum longus -L	0,94	0,92	0,90	0,89	0,98	0,97	0,96	0,95
4 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	0,97	0,95	0,93	0,92	0,99	0,98	0,97	0,97
5 - Peroneus longus muscle -R	0,96	0,94	0,93	0,92	0,98	0,97	0,96	0,95
6 - Tibialis anterior muscle -R	0,97	0,96	0,94	0,93	0,99	0,97	0,97	0,96
7 - Flexor digitorum longus -R	0,97	0,95	0,93	0,92	0,99	0,98	0,97	0,96
8 - Gastrocnemius muscle - medial part -R	0,97	0,95	0,93	0,92	0,98	0,98	0,97	0,96
9 - Quadriceps femoris m. - vastus med. -L	0,98	0,95	0,93	0,91	0,99	0,98	0,97	0,97
10 - External abdominal oblique muscle -L	0,88	0,81	0,77	0,73	0,96	0,92	0,90	0,89
11 - Erector spinae L4/5 -L	0,92	0,88	0,85	0,82	0,96	0,93	0,91	0,89
12 - Erector spinae Th/L -L	0,96	0,93	0,92	0,90	0,98	0,97	0,96	0,95
13 - Quadriceps femoris m. - vastus med. -R	0,96	0,94	0,93	0,91	0,98	0,98	0,97	0,96
14 - External abdominal oblique muscle -R	0,94	0,92	0,89	0,88	0,98	0,96	0,95	0,94
15 - Erector spinae L4/5 -R	0,97	0,94	0,92	0,90	0,99	0,97	0,96	0,95
16 - Erector spinae Th/L -R	0,97	0,95	0,92	0,91	0,98	0,97	0,96	0,96

Tab. 6-4: Korelace interpolovaných obálek elektromyografického signálu získaných průchodem dolní propustí s hranicí propustného pásma 3 Hz, 5 Hz, 7 Hz, resp. 9 Hz (sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření chůze do schodů).

6.1.3 Vliv dolní propusti na veličiny popisující opakovatelnost pohybu

Parametry dolní propusti použité k výpočtu obálky elektromyografického signálu mohou ovlivnit i veličiny popisující opakovatelnost pohybu: průměrnou korelaci a kovarianci po sobě jdoucích interpolovaných obálek či interpolovaných obálek s průměrnou obálkou.

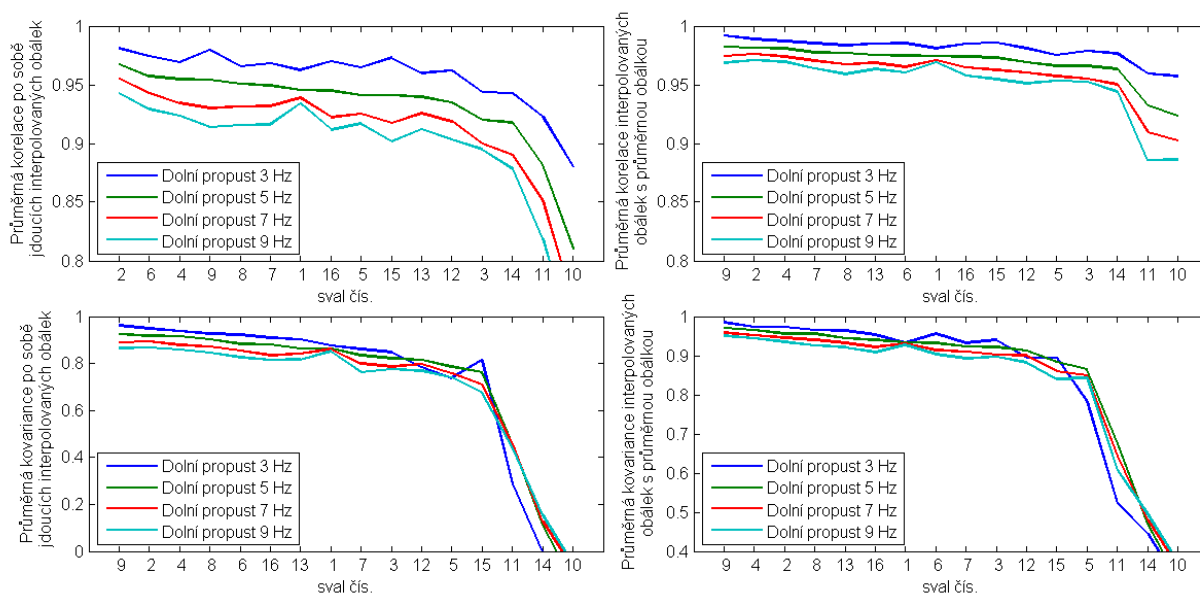
Dolní propust	Průměrná kovariance po sobě jdoucích interpolovaných obálek				Průměrná kovariance interpolovaných obálek s průměrnou obálkou			
	3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz	3 Hz	5 Hz	7 Hz	9 Hz
1 - Peroneus longus muscle -L	0,88	0,86	0,86	0,85	0,93	0,93	0,93	0,93
2 - Tibialis anterior muscle -L	0,95	0,92	0,89	0,87	0,97	0,96	0,95	0,93
3 - Flexor digitorum longus -L	0,85	0,82	0,79	0,78	0,94	0,92	0,90	0,90
4 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	0,94	0,92	0,88	0,86	0,97	0,96	0,95	0,94
5 - Peroneus longus muscle -R	0,74	0,79	0,76	0,74	0,78	0,86	0,85	0,84
6 - Tibialis anterior muscle -R	0,92	0,88	0,86	0,82	0,96	0,93	0,91	0,90
7 - Flexor digitorum longus -R	0,86	0,84	0,80	0,76	0,93	0,92	0,91	0,89
8 - Gastrocnemius muscle - medial part -R	0,93	0,90	0,87	0,85	0,97	0,96	0,94	0,93
9 - Quadriceps femoris m. - vastus med. -L	0,96	0,92	0,89	0,86	0,98	0,97	0,96	0,95
10 - External abdominal oblique muscle -L	-0,28	-0,13	-0,07	-0,06	0,32	0,32	0,36	0,37
11 - Erector spinae L4/5 -L	0,29	0,45	0,45	0,44	0,52	0,68	0,64	0,61
12 - Erector spinae Th/L -L	0,79	0,81	0,80	0,77	0,89	0,91	0,90	0,88
13 - Quadriceps femoris m. - vastus med. -R	0,90	0,86	0,84	0,82	0,96	0,94	0,93	0,92
14 - External abdominal oblique muscle -R	-0,01	0,11	0,13	0,15	0,45	0,47	0,48	0,49
15 - Erector spinae L4/5 -R	0,82	0,76	0,71	0,68	0,89	0,88	0,86	0,84
16 - Erector spinae Th/L -R	0,91	0,88	0,83	0,82	0,95	0,94	0,92	0,91

Tab. 6-5: Kovariance interpolovaných obálek elektromyografického signálu získaných průchodem dolní propustí s hranicí propustného pásma 3 Hz, 5 Hz, 7 Hz, resp. 9 Hz (sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření chůze do schodů).

Všechny jmenované veličiny jsou uvedeny v tabulkách 6-4 a 6-5. Při porovnání opakovatelnosti činnosti jednotlivých svalů je užitečné sledovat pořadí svalů od největší opakovatelnosti po nejmenší. Toto pořadí se může při použití různých veličin poněkud lišit. Zde je však předmětem srovnání vliv parametrů dolní propusti na toto pořadí. Kanály na vodorovné ose grafů na obrázku 6-6 jsou proto seřazeny dle klesající korelace či kovariance obálek získaných průchodem dolní propustí 5 Hz, která je použita jako referenční. Tomu odpovídá monotónně klesající křivka s označením 5 Hz. Klesající průběh ostatních křivek ukazuje na stejné pořadí svalů řazených od nejvyšší po nejnižší korelaci či kovarianci, rostoucí úsek indikuje naopak změnu v pořadí.

Z obrázku 6-6 je patrné, že velikost korelací i kovariancí s rostoucím mezním kmitočtem dolní propusti klesá. Tato skutečnost je pochopitelná, uvážíme-li, že nízký mezní kmitočet znamená větší vyhlazení signálu a tedy potlačení drobných nepravidelných výkyvů, které korelaci i kovarianci snižují. Uvedená skutečnost je zřejmá i z obrázku 6-7. Výjimku tvoří pouze kovariance v kanálech 5,

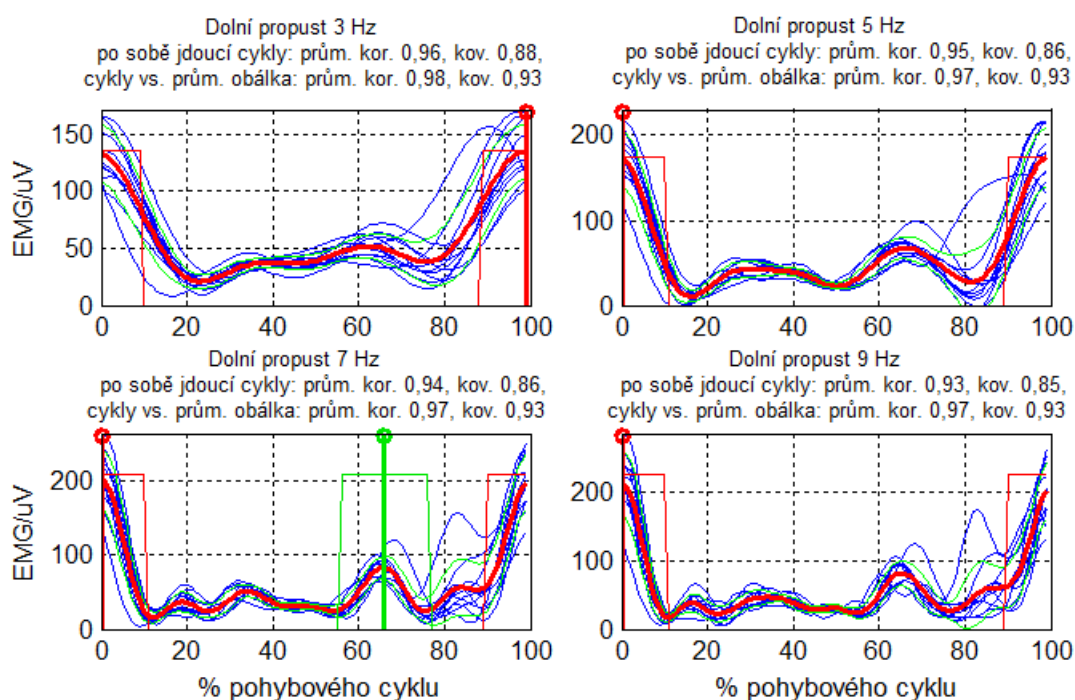
10, 11, 12 a 14. Signál v kanálech 10 a 14 je nekvalitní, s velmi nepravidelnou obálkou. Při filtraci dolními propustmi 7 Hz a 9 Hz vyniklo v těchto signálech několik pravidelně se opakujících úzkých vrcholů s vyšší amplitudou; nižší mezní kmitočet však tento rys potlačil, což vedlo k nižším hodnotám kovariací. Krátké úseky s vyšší amplitudou následující rychle po sobě jsou příznačné také pro obálky v kanálech 5, 11 a 12 (viz také obrázek 6-3). I u nich vedla filtrace zejména v případě mezního kmitočtu 3 Hz k potlačení tohoto periodického rysu a tím i k nižším hodnotám kovariance při porovnání s ostatními filtry.



Obr. 6-6: Hodnoty korelací a kovariací interpolovaných obálek elektromyografického signálu získaných průchodem dolní propustí s hranicí propustného pásma 3 Hz, 5 Hz, 7 Hz, resp. 9 Hz (sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření chůze do schodů). Na vodorovné ose jsou vyznačena čísla kanálů dle Tab. 6-2; jejich řazení odpovídá pořadí korelací či kovariací obálky s frekvenčním omezením do 5 Hz (klesající průběh tmavě zelené křivky). Měřítka svislé osy je volené s ohledem na snadné sledování průběhu křivek.

Na obrázku 6-6 můžeme dále pozorovat, že pořadí svalů řazených dle klesající korelace i kovariance je při použití mezních kmitočtů 5 Hz, 7 Hz i 9 Hz podobné, neboť křivky mají převážně klesající průběh. Zajímavou výjimkou je sval v kanálu číslo 1, kde se hodnoty získané po filtraci do 7 Hz i 9 Hz nápadně blíží korelacím i kovariacím obálky s kmitočtem omezeným hodnotou 5 Hz. Příčina je patrná z obrázku 6-7: na rozdíl od obálek elektromyografického signálu z ostatních svalů se v tomto případě i drobné ostřejší výkyvy propouštěné až při vyšších mezních kmitočtech opakují velmi pravidelně a nesnižují významným způsobem hodnoty korelací či kovariací. Odchyly v pořadí pátého kanálu souvisejí se skutečnostmi popsány v předchozím odstavci. Nejméně v jednom případě se liší i pořadí kanálu 2, 3 a 13, avšak v těchto případech jsou rozdíly korelací či kovariací oproti předchozímu svalu v pořadí jen velmi malé – na úrovni několika setin.

Závěr: Popsané skutečnosti dokazují, že frekvenční omezení obálky elektromyografického signálu hodnotou 5 Hz, 7 Hz i 9 Hz přináší pro daný náměr srovnatelné pořadí svalů při řazení dle klesající korelace či kovariance. Použití dolní propusti s hranicí propustného pásma na kmitočtu 3 Hz vede zjevně k nadměrnému vyhlazení signálu a diskutabilním závěrům ohledně opakovatelnosti zapojení jednotlivých svalů.

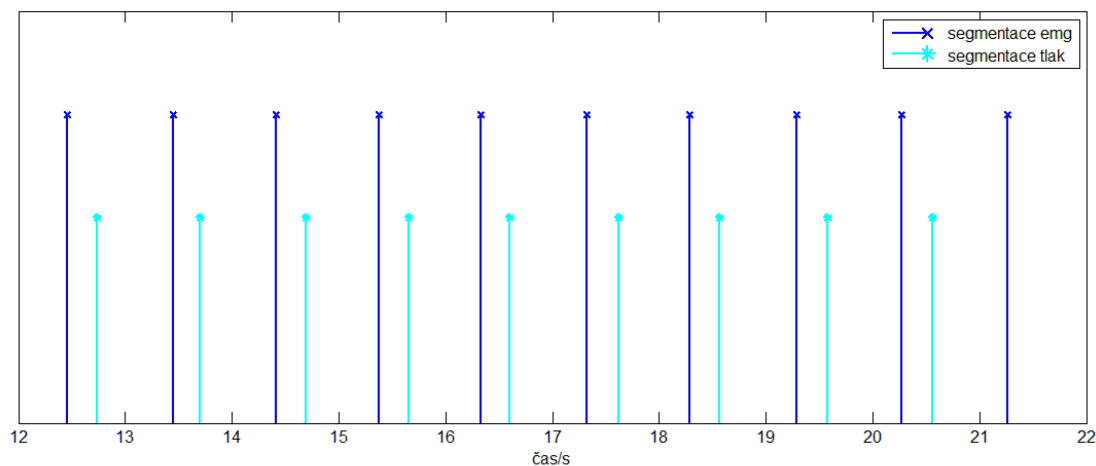


Obr. 6-7: Interpolované obálky elektromyografického signálu svalu *peroneus longus sin.* (kanál 1) z jednotlivých pohybových cyklů (tenké modré čáry) a průměrná obálka (tlustá červená čára). Porovnání obálek s frekvenčním omezením do 3 Hz, 5 Hz, 7 Hz a 9 Hz. (Sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření chůze do schodů.)

6.2 Porovnání segmentace podle elektromyografického signálu a signálu tlakového snímače

Je zřejmé, že charakteristické body (lokální extrémy) detekované na obálce elektromyografického signálu a na signálu mechanické fyzikální veličiny mohou ležet v různých místech. Posloupnosti těchto bodů používaných k odlišení a oddělení jednotlivých pohybových cyklů mohou být tedy navzájem posunuté (obrázek 6-8), což se v grafech svalové koordinace projeví fázovým posunem. Vzájemná poloha intervalů svalové aktivity by však měla být zachována a posuneme-li celý graf tak, aby se počátek pohybového cyklu překrýval s nástupem aktivity stanoveného referenčního svalu, neměl by být mezi výsledky získanými za využití různých segmentačních metod v ideálním případě žádný rozdíl. Rovněž délka jednotlivých pohybových cyklů (tj. rozdíly po sobě jdoucích členů obou zmíněných posloupností) by měla být shodná.

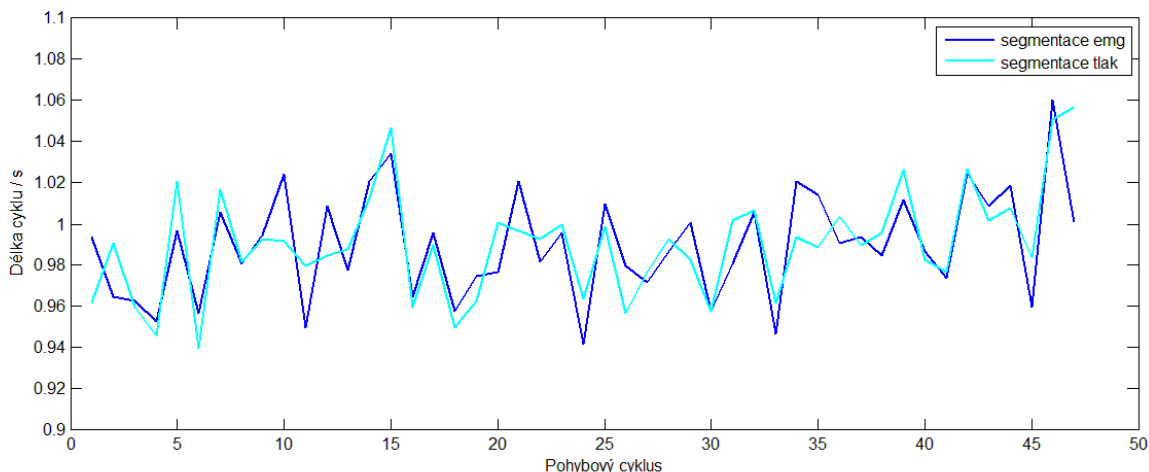
Porovnání různých segmentačních metod bylo možné provádět jen na velmi malé části signálů z naší databáze. Většina záznamů totiž obsahuje výhradně elektromyografické signály, takže segmentaci prováděnou na základě elektrické aktivity svalů není s čím porovnávat.



Obr. 6-8: Detekovaná rozhraní pohybových cyklů při segmentaci na základě elektromyografického signálu (*m. latissimus dorsi dx.*, tmavé čáry) a signálu z tlakového snímače v botě (světlejší čáry). Příklad pro subjekt 7, Nordic walking proti svahu, 2. měření.

V obsáhlé kolekci signálů s výpady v šermu (2013_0408 – Balkó) jsou i časové značky vhodné pro odvození segmentace a interpolace. U těchto záznamů je však naopak obtížné segmentovat dle elektromyografického signálu, neboť se nejedná o plynule opakovaný pohyb, ale o jednorázový výpad prováděný na základě opakovaného vnějšího pokynu. Přístup k segmentaci z elektromyografického signálu by zde tedy musel být odlišný a závěry by nebylo možné přenášet na přirozeně periodické pohyby (chůze, jízdu na kole apod.). Podobně je tomu v případě sady karatistických úderů 2011_10 – Pavelka, která navíc obsahuje jen čtyři záznamy od jediného subjektu. Je zde sice k dispozici i tříkanálový signál akcelerometru popisující zrychlení ve třech osách prostoru (obrázek 5-4), nicméně vznikají pochybnosti o kvalitě tohoto záznamu a o vhodnosti akcelerometru použitého pro měření pohybů s extrémně vysokým zrychlením.

Na výběr zůstávají sady 2011_1111 – Chrástková a 2012_0817 – Mikulíková. První jmenovaný balík obsahuje záznamy jediného subjektu během chůze, jízdy na kole a na lyžích. Druhá kolekce je obsáhlejší: zachycuje deset subjektů při chůzi bez holí a s holemi (Nordic walking) ve skloněném terénu. Dva subjekty byly navíc měřeny opakovaně. Pouze u těchto dvou subjektů (čís. 7 a 8) je kromě elektromyografického signálu k dispozici i záznam tlakových snímačů umístěných v obou botách.



Obr. 6-9: Délky detekovaných pohybových cyklů při segmentaci na základě elektromyografického signálu (*m. latissimus dorsi dx.*, tmavé čáry) a signálu z tlakového snímače v botě (světější čáry). Příklad pro subjekt 7, Nordic walking proti svahu, 2. měření.

Následující zevrubné porovnání segmentace založené na elektromyografickém signálu a na záznamu mechanické fyzikální veličiny tedy vychází ze sady 2012_0817 – Mikulíková. Společné vyhodnocení se sadou 2012_1221 – Chrástková nebylo možné, neboť v jejich průniku leží jen jedna fyzická aktivita (chůze) a jediný společný sval (*m. gluteus medius*).

K segmentaci se využíval elektromyografický signál *m. latissimus dorsi dx.* a signál tlakového snímače umístěného ve špičce pravé boty měřeného subjektu.

6.2.1 Vliv segmentace na délky detekovaných pohybových cyklů

Jak již bylo řečeno, délky jednotlivých pohybových cyklů by měly při různých segmentačních metodách vycházet v ideálním případě shodně. Ve skutečnosti tomu tak není, pozorované odchylky však činí obvykle jen několik procent. Obrázek 6-9 zachycuje příklad pro chůzi s holemi.

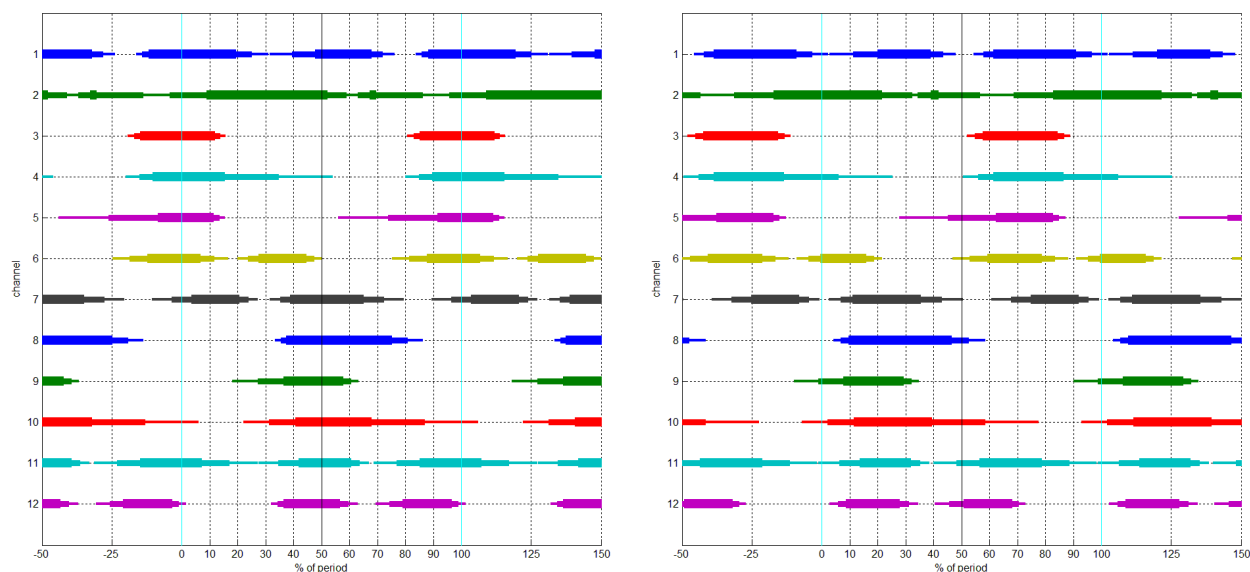
Segmentace	Nordic walking proti svahu		Nordic walking ze svahu		Běžná chůze proti svahu		Běžná chůze ze svahu		
	EMG	TLAK	EMG	TLAK	EMG	TLAK	EMG	TLAK	
Subjekt 7, 1. měření	průměr/s	0,98	0,98	0,95	0,95	0,96	0,96	0,94	0,94
	std./s	0,02	0,03	0,03	0,03	0,03	0,02	0,06	0,02
Subjekt 7, 2. měření	průměr/s	0,99	0,99	0,96	0,96	0,97	0,98	0,95	0,95
	std./s	0,03	0,03	0,02	0,02	0,02	0,02	0,04	0,02
Subjekt 8, 1. měření	průměr/s	1,12	1,12	1,10	1,10	1,12	1,12	1,09	1,09
	std./s	0,04	0,02	0,03	0,03	0,04	0,02	0,03	0,02
Subjekt 8, 2. měření	průměr/s	1,11	1,11	1,10	1,10	1,11	1,11	1,09	1,09
	std./s	0,03	0,02	0,02	0,02	0,03	0,02	0,02	0,02

Tab. 6-6: Průměrné délky pohybového cyklu (dvojkroku) a směrodatné odchylky pro jednotlivá měření. EMG značí segmentaci odvozenou z elektromyografického signálu, TLAK segmentaci podle tlakového snímače.

Závěr: Jak dokládá tabulka 6-6, průměrné délky pohybových cyklů jsou při obou segmentacích velmi podobné a také rozdíly ve směrodatných odchylkách obou časových řad jsou převážně malé.

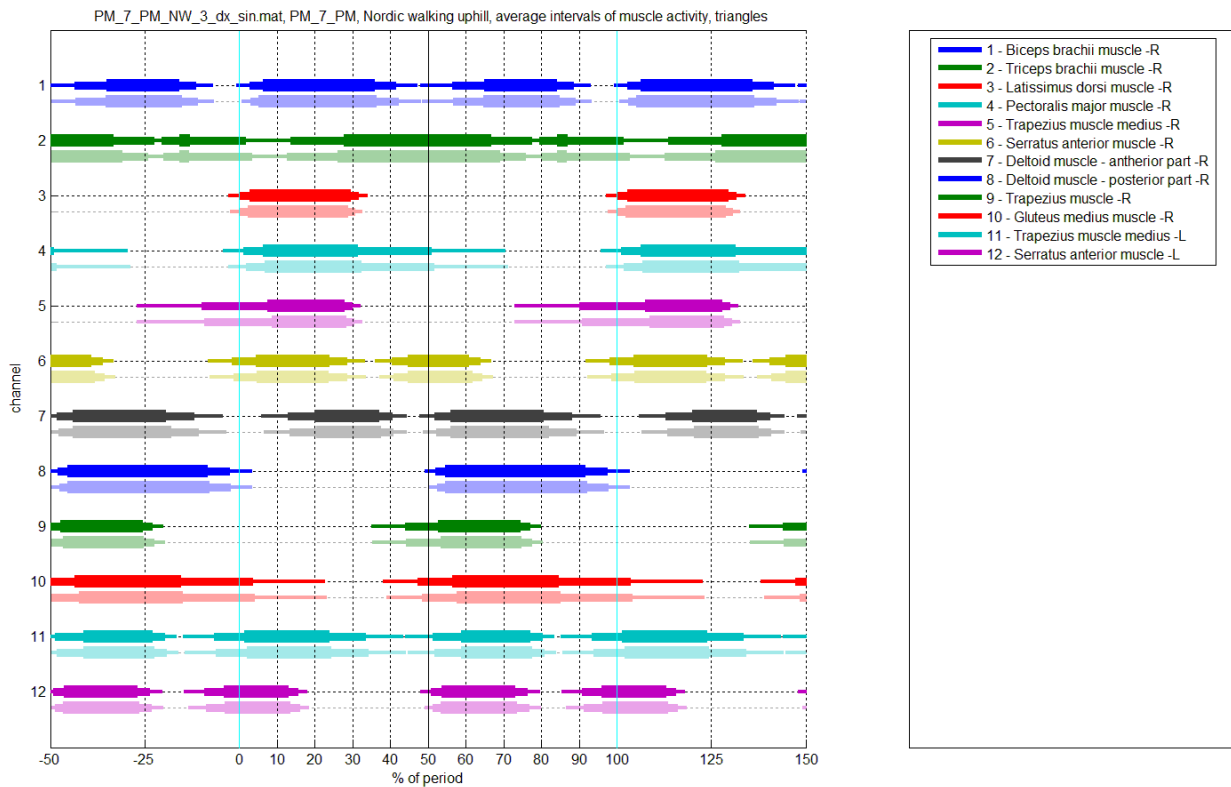
6.2.2 Vliv segmentace na polohy detekovaných počátků a konců svalové aktivity

Přesnost detekce počátku a konců svalové aktivity, respektive vzájemného časového rozestupu těchto bodů u různých svalů, má zásadní význam, neboť grafy svalových koordinací patří mezi neočekávanější výsledky našich výpočtů.



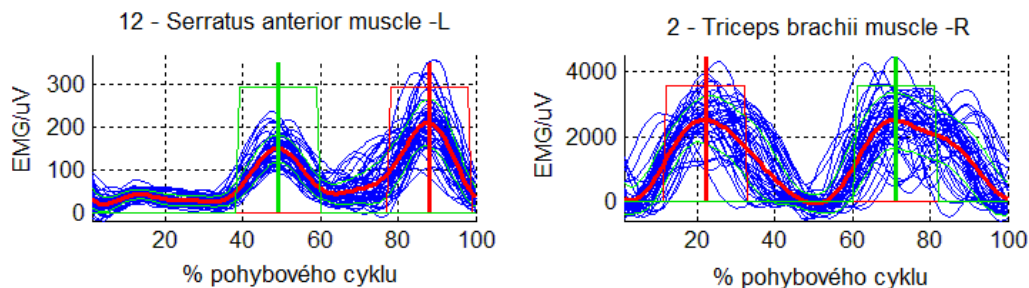
Obr. 6-10: Schémata svalové koordinace při segmentaci podle elektromyografického signálu (vlevo) a tlakového snímače (vpravo). U těchto grafů nebylo provedeno zarovnání počátku pohybového cyklu s nástupem intervalu referenčního svalu, takže je patrný různý fázový posun u obou metod. Čísla kanálů odpovídají svalům uvedeným na obrázku 6-11. Příklad pro subjekt 7, Nordic walking proti svahu, 2. měření.

Při vyhodnocování jsme posuzovali činnost všech dvanácti svalů zaznamenaných u subjektů 7 a 8, a to pomocí trojúhelníkové metody. Jak již bylo zmíněno, při různých metodách segmentace (i při volbě různých kanálů u téže segmentační metody) může docházet k různým fázovým posunům výsledného schématu svalové aktivace (obrázek 6-10), což je dáno odlišnou polohou detekovaných rozhraní jednotlivých pohybových cyklů (obrázek 6-8). Aby bylo možné provádět jednoduché porovnání, zvolili jsme jako referenční sval *m. latissimus dorsi dx.* ve třetím kanálu. Všechny grafy a tabulky svalové koordinace byly posunuty tak, aby se počátek pohybového cyklu překrýval s nástupem aktivity tohoto svalu.



Obr. 6-11: Schémata svalové koordinace při segmentaci podle elektromyografického signálu (světlé čáry) a tlakového snímače (syté čáry) po zarovnání rozhraní cyklu s počátkem svalové aktivity m. latissimus dorsi dx (3. kanál). Z obrázku je patrné velmi dobrá shoda výsledků obou segmentačních metod. Příklad pro subjekt 7, Nordic walking proti svahu, 2. měření.

U některých svalů a pohybů bylo detekováno více významných intervalů aktivity během jediného pohybového cyklu. Ty byly seřazeny podle velikosti příslušného lokálního maxima průměrné obálky. Velikost jednotlivých maxim se zpravidla zřetelně lišila, čímž bylo umožněno jednoznačné seřazení maxim a tím i detekovaných intervalů svalové aktivity, jak zachycuje příklad na



Obr. 6-12: Interpolované obálky elektromyografického signálu z jednotlivých pohybových cyklů (modré křivky tenkou čarou) a průměrná obálka (červená křivka tlustou čarou). U svalu 12 lze zřetelně rozlišit první (významnější) a druhý (méně významný) interval aktivity, zatímco u svalu 2 nikoliv. Ilustrativní obrázek.

6-12 vlevo. V několika případech však sval vykazoval dvě téměř stejně intenzivní kontrakce během pohybového cyklu (6-12 vpravo) a rozlišení na první či druhý interval pak bylo spíše náhodné.

Segmentace	1. interval svalové aktivity; průměrná poloha				2. interval svalové aktivity; průměrná poloha			
	začátku		konce		začátku		konce	
	EMG	TLAK	EMG	TLAK	EMG	TLAK	EMG	TLAK
1 - Biceps brachii muscle -R	3,0	2,9	42,3	41,7	56,6	56,5	89,1	88,7
2 - Triceps brachii muscle -R	80,1	79,6	103,5	101,8	12,7	13,7	76,0	77,6
3 - Latissimus dorsi muscle -R	0,0	0,0	30,9	31,9	–	–	–	–
4 - Pectoralis major muscle -R	1,9	1,1	51,8	51,1	–	–	–	–
5 - Trapezius muscle medius -R	90,8	90,2	130,5	130,1	–	–	–	–
6 - Serratus anterior muscle -R	40,9	40,4	64,5	63,9	98,5	98,1	128,8	128,6
7 - Deltoid muscle - anterior part -R	52,2	51,9	89,4	88,2	13,5	12,9	41,0	40,7
8 - Deltoid muscle - posterior part -R	52,4	52,0	97,9	97,7	–	–	–	–
9 - Trapezius muscle -R	44,3	44,0	77,7	77,3	–	–	–	–
10 - Gluteus medius muscle -R	48,4	47,3	104,2	103,7	–	–	–	–
11 - Trapezius muscle medius -L	51,7	51,3	80,9	80,4	93,9	93,3	134,3	133,7
12 - Serratus anterior muscle -L	91,4	90,8	116,2	115,7	51,3	50,9	76,9	76,4

Tab. 6-7: Průměrné polohy začátků a konců svalové aktivity v procentech pohybového cyklu (příklad pro subjekt 7, Nordic walking proti svahu, 2. měření; ref. sval čís. 3 – m. latissimus dorsi dx.). EMG značí segmentaci odvozenou z elektromyografického signálu, TLAK segmentaci podle tlakového snímače. Rozlišení mezi prvním a druhým intervalem svalové aktivity spočívá v amplitudě elektromyografického signálu, nikoliv v pořadí v rámci periody. U některých svalů byl detekován pouze jeden interval aktivity během pohybového cyklu.

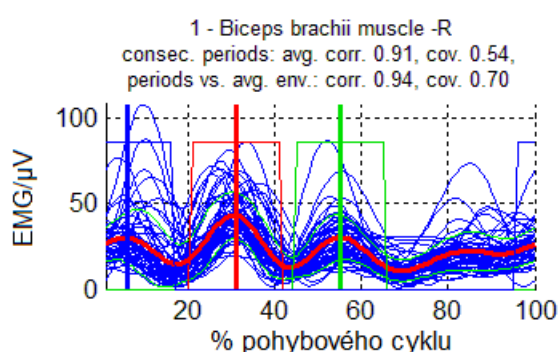
Při porovnávání poloh intervalů svalové aktivity se vyskytlo se několik případů, kdy při segmentaci podle elektromyografického signálu byly intervaly seřazeny určitým způsobem a při segmentaci podle signálu tlakového snímače bylo pořadí intervalů prohozené. Tato skutečnost byla zřetelná z porovnání polohy obou intervalů vůči ostatním svalům a z vysokého odchytky mezi

	Nordic walk. proti svahu				Nordic walking ze svahu				Běžná chůze proti svahu				Běžná chůze ze svahu			
	1. interval sval. aktivity		2. interval sval. aktivity		1. interval sval. aktivity		2. interval sval. aktivity		1. interval sval. aktivity		2. interval sval. aktivity		1. interval sval. aktivity		2. interval sval. aktivity	
	zač.	kon.	zač.	kon.	zač.	kon.	zač.	kon.	zač.	kon.	zač.	kon.	zač.	kon.	zač.	kon.
Subjekt 7, 1. měření	0,42	0,60	0,52	0,58	0,56	0,55	0,52	0,49	3,37	0,37	7,44*	9,73*	2,41	2,57	0,19	0,62
Subjekt 7, 2. měření	0,48	0,67	0,53	0,59	0,96	0,39	0,46	0,31	0,36	0,16	0,34	0,15	2,48	0,69	0,51	0,08
Subjekt 8, 1. měření	0,45	0,49	0,29	0,76	0,18	0,25	0,18	0,29	0,20	0,07	0,18	0,47	0,12	0,32	0,58	0,29
Subjekt 8, 2. měření	0,41	3,11	0,15	0,31	1,38	2,46	0,41	0,86	0,97	5,03*	0,16	0,17	5,28*	0,22	0,28	0,99

Tab. 6-8: Průměrné absolutní odchytky poloh počátků a konců aktivity všech svalů při porovnání segmentace odvozené z elektromyografického signálu a ze signálu tlakového snímače. Všechny hodnoty jsou vyjádřeny v procentech pohybového cyklu. Vyšší odchytky označené hvězdičkou souvisejí u subj. 7 s nepravidelnou činností m. biceps brachii dx., u subj. 8 pak s m. pectoralis major dx. a m. serratus anterior sin. při chůzi proti svahu a m. gluteus medius dx., m. trapezius medius sin. při chůzi ze svahu.

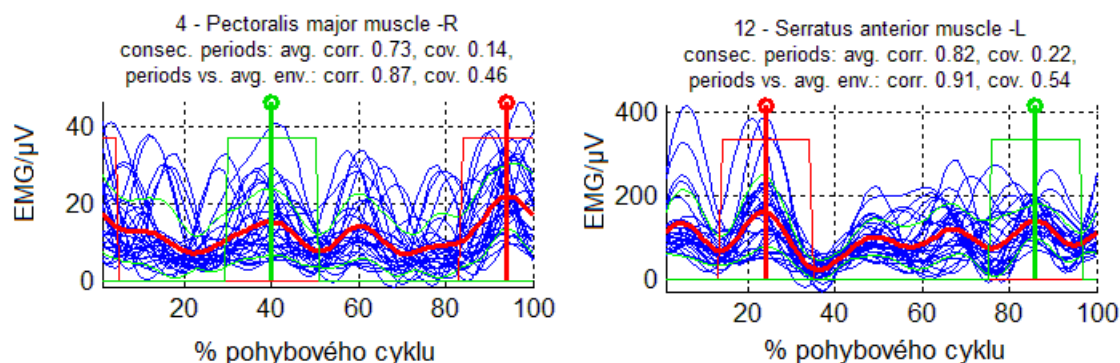
polohou daného intervalu při segmentaci podle elektromyografického signálu a podle signálu tlakového snímače (nad 10 % pohybového cyklu). V těchto případech byly polohy počátků a konců svalové aktivity v prvním a druhém detekovaném intervalu ručně prohozeny. Konkrétně se jednalo o pět případů u m. biceps brachii dx., m. triceps brachii dx., m. trapezius dx. a m. serratus anterior sin.

Tabulka 6-7 zachycuje polohy počátků a konců svalové aktivity při chůzi s holemi do kopce u subjektu 7. Z porovnání hodnot zjištěných při segmentaci podle elektromyografického signálu a podle signálu tlakového snímače plyne vynikající shoda. Absolutní hodnota rozdílů nepřesahuje 1,7 % pohybového cyklu, průměrná absolutní odchylka je pak pouze 0,57 % pohybového cyklu.



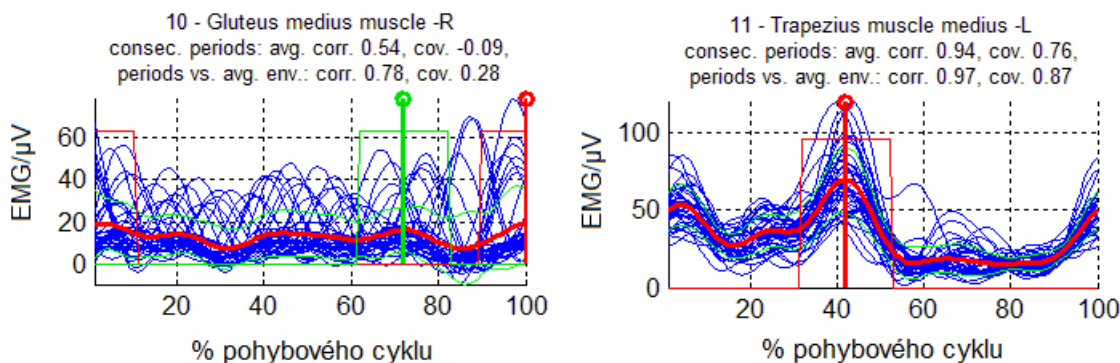
Obr. 6-13: Interpolované obálky elektromyografického signálu z jednotlivých pohybových cyklů (modré křivky tenkou čarou) a průměrná obálka (červená křivka tlustou čarou) u m. biceps brachii dx. subj. 7 (1. měření) při chůzi proti svahu. Patrná je nepravidelná činnost svalů.

Výsledky všech měření obou účastníků shrnuje tabulka 6-8. Průměrné absolutní odchylky jsou obvykle pod 1 % pohybového cyklu. Pouze v několika případech je průměrná absolutní odchylka vyšší, ale nikde nepřesahuje 10 % pohybového cyklu.



Obr. 6-14: Interpolované obálky elektromyografického signálu z jednotlivých pohybových cyklů (modré křivky tenkou čarou) a průměrná obálka (červená křivka tlustou čarou) u m. pectoralis major dx. a serratus anterior sin. subj. 8 (2. měření) při chůzi proti svahu. Patrná je nepravidelná činnost svalů.

Rozborem bylo dále zjištěno, že vyšší odchylky pozorované u vedlejšího intervalu svalové aktivity subjektu 7 (1. měření) při chůzi do kopce jsou způsobeny nepravidelnou činností m. biceps brachii dx. s velkým množstvím lokálních maxim obálky elektromyografického signálu (obrázek 6-13), zatímco velké rozdíly v průměrné poloze konce svalové aktivity subjektu 8 (2. měření) při chůzi proti svahu mají na svědomí m. pectoralis major dx. a m. serratus anterior sin. Průběhy elektrické aktivity těchto svalů jsou rovněž velmi nepravidelné a vykazují nápadně velký počet lokálních extrémů, jak je vidět na obrázku 6-14.



Obr. 6-15: Interpolované obálky elektromyografického signálu z jednotlivých pohybových cyklů (modré křivky tenkou čarou) a průměrná obálka (červená křivka tlustou čarou) u m. gluteus medius dx. a trapezius medius sin. subj. 8 (2. měření) při chůzi ze svahu. Patrná je nepravidelná činnost svalů.

Problematický je u druhého měření osmého subjektu i průběh aktivity m. gluteus medius dx. a m. trapezius medius sin. při chůzi ze svahu (obrázek 6-15). U svalu gluteus medius dx. se u tohoto subjektu a aktivity projevuje zcela nepravidelná činnost, v jejímž důsledku jsou jakékoliv závěry ohledně průměrné polohy počátku a konce svalové aktivity nemožné, a to nezávisle na použité segmentaci. Práce trapézového svalu je pravidelnější a konec svalové aktivity lze detekovat dosti jednoznačně. Diskutabilní je však určení počátku svalové aktivity, neboť její náběh je spíše pozvolný a obálka elektromyografického signálu má v těchto místech kolísavý průběh.

Závěr: Polohy náběhů a poklesů svalové aktivity detekované při použití obou segmentací se obvykle neliší o více než 1 % pohybového cyklu. Vyšší průměrné absolutní odchylky se vyskytují téměř výhradně u kanálů, v nichž je detekce svalové aktivity problematická a nelze se na ni spolehnout ani při segmentaci podle signálu tlakového snímače, ani při segmentaci podle elektromyografického signálu.

6.2.3 Vliv segmentace na veličiny popisující opakovatelnost pohybu

Segmentace	Průměrná korelace				Průměrná kovariance			
	po sobě jdoucích interp. obálek		interp. obálek s prům. obálkou		po sobě jdoucích interp. obálek		interp. obálek s prům. obálkou	
	EMG	TLAK	EMG	TLAK	EMG	TLAK	EMG	TLAK
1 - Biceps brachii muscle -R	0,93	0,93	0,96	0,96	0,75	0,75	0,85	0,85
2 - Triceps brachii muscle -R	0,70	0,68	0,81	0,80	0,22	0,19	0,33	0,29
3 - Latissimus dorsi muscle -R	0,97	0,97	0,99	0,98	0,95	0,95	0,98	0,97
4 - Pectoralis major muscle -R	0,87	0,86	0,94	0,94	0,55	0,53	0,77	0,75
5 - Trapezius muscle medius -R	0,91	0,93	0,96	0,97	0,77	0,83	0,90	0,91
6 - Serratus anterior muscle -R	0,94	0,93	0,96	0,95	0,83	0,80	0,88	0,86
7 - Deltoid muscle - anterior part -R	0,91	0,91	0,95	0,95	0,75	0,73	0,85	0,83
8 - Deltoid muscle - posterior part -R	0,97	0,96	0,98	0,97	0,94	0,94	0,97	0,96
9 - Trapezius muscle -R	0,95	0,94	0,97	0,97	0,88	0,87	0,93	0,92
10 - Gluteus medius muscle -R	0,82	0,83	0,92	0,92	0,42	0,43	0,70	0,70
11 - Trapezius muscle medius -L	0,94	0,94	0,97	0,97	0,80	0,80	0,90	0,89
12 - Serratus anterior muscle -L	0,92	0,91	0,96	0,95	0,79	0,78	0,89	0,88

Tab. 6-9: Průměrné korelace a kovariance interpolovaných obálek v po sobě jdoucích periodách pohybu a interpolovaných obálek s průměrnou obálkou (příklad pro subjekt 7, Nordic walking proti svahu, 2. měření). EMG značí segmentaci odvozenou z elektromyografického signálu, TLAK segmentaci podle tlakového snímače.

Jako objektivní měřítko opakovatelnosti činnosti svalu jsme využívali průměrnou korelaci interpolovaných obálek po sobě jdoucích pohybových cyklů a průměrnou korelaci interpolovaných obálek s průměrnou obálkou. Pro stejné průběhy se počítala i kovariance.

	Nordic walk. proti svahu				Nordic walking ze svahu				Běžná chůze proti svahu				Běžná chůze ze svahu			
	Průměrná absolutní odchylka				Průměrná absolutní odchylka				Průměrná absolutní odchylka				Průměrná absolutní odchylka			
	korelace		kovariance		korelace		kovariance		korelace		kovariance		korelace		kovariance	
	PJO	OPO	PJO	OPO	PJO	OPO	PJO	OPO	PJO	OPO	PJO	OPO	PJO	OPO	PJO	OPO
Subjekt 7, 1. měření	0,007	0,005	0,007	0,012	0,004	0,005	0,010	0,013	0,006	0,003	0,016	0,011	0,022	0,014	0,069	0,053
Subjekt 7, 2. měření	0,006	0,005	0,016	0,015	0,008	0,003	0,020	0,011	0,013	0,004	0,031	0,011	0,014	0,006	0,044	0,028
Subjekt 8, 1. měření	0,016	0,007	0,046	0,025	0,010	0,008	0,025	0,027	0,016	0,011	0,040	0,032	0,009	0,003	0,023	0,008
Subjekt 8, 2. měření	0,004	0,002	0,014	0,013	0,005	0,003	0,016	0,009	0,006	0,003	0,014	0,012	0,005	0,004	0,011	0,010

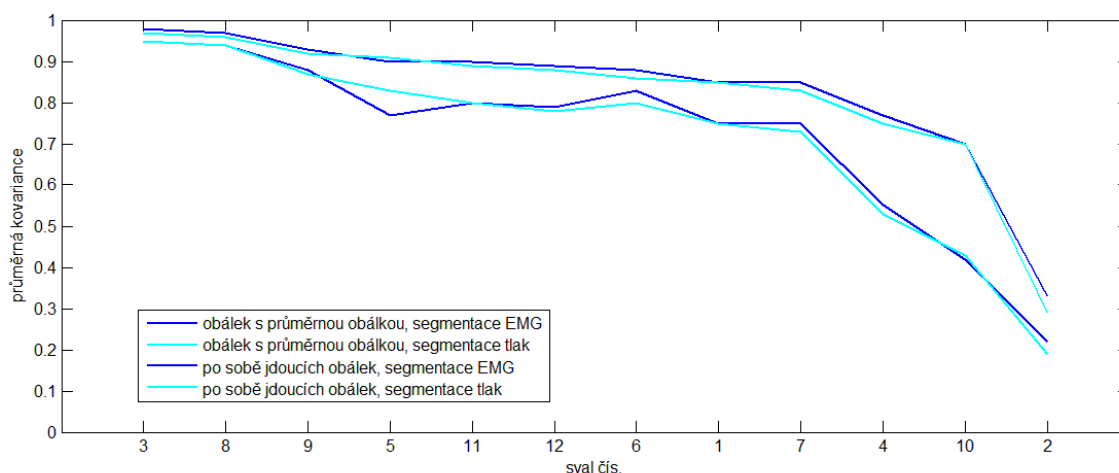
Tab. 6-10: Průměrné absolutní odchylky korelací a kovariancí všech svalů při porovnání segmentace odvozené z elektromyografického signálu a ze signálu tlakového snímače. (PJO – údaj spočtený z korelace/kovariance po sobě jdoucích interpolovaných obálek; OPO – údaj spočtený z korelace/kovariance interpolovaných obálek s průměrnou obálkou.)

Tabulka 6-9 zachycuje uvedené hodnoty u subjektu 7 při druhém měření chůze s holemi proti svahu. Je patrné, že rozdíly korelací jsou při použití různých segmentačních metod velmi malé:

průměrný absolutní rozdíl korelací činí 0,006, nejvyšší odchylka je pak 0,025 u m. trapezius medius dx. U kovariancí jsou výsledky srovnání rovněž příznivé, byť jsou odchylky o něco vyšší: průměrný absolutní rozdíl činí 0,016 a nejvyšší odchylka je 0,054 – rovněž u m. trapezius medius dx.

V tabulce 6-10 můžeme pozorovat průměrné absolutní odchylky korelací i kovariancí u všech subjektů a měření. Nejvyšší průměrná absolutní odchylka korelace dosahuje hodnoty 0,022 u subjektu 7 při prvním měření chůze ze svahu. Stejný náměr vykazuje při porovnání segmentace podle elektromyografického signálu a podle signálu tlakového snímače i nejvyšší rozdíly kovariancí, a to 0,069.

Z tabulky 6-10 vyplývá ještě další zajímavý závěr: volba segmentace co do absolutních odchylek významněji ovlivňuje vypočtené korelace i kovariance po sobě jdoucích interpolovaných obálek (sloupečky PJO), zatímco absolutní odchylky korelací interpolovaných obálek s průměrnou obálkou jsou na segmentaci závislé obecně méně (sloupečky OPO). To má významný dopad na relativní odchylky, protože korelace i kovariance po sobě jdoucích obálek vycházejí obecně nižší (jak je patrné z tabulky 6-9 i z obrázku 6-16), takže přesnost segmentace je pro ně kritičtější než pro korelace či kovariance obálek jednotlivých cyklů s průměrnou obálkou.



Obr. 6-16: Průměrné kovariance interpolovaných obálek s průměrnou obálkou (horní pár křivek) a po sobě jdoucích interpolovaných obálek (dolní pár křivek) při segmentaci podle elektromyografického signálu a signálu tlakového snímače (příklad pro subjekt 7, Nordic walking proti svahu, 2. měření). Číslování svalů odpovídá tabulce 6-9.

Z fyziologického hlediska je však důležitější vzájemné srovnání opakovatelnosti zapojení jednotlivých svalů nežli izolované hodnoty korelací či kovariancí. V obrázku 6-16 jsou přehledně vyneseny číselné hodnoty kovariancí z pravé poloviny tabulky 6-9 seřazené sestupně podle kovariancí obálek jednotlivých pohybových cyklů s průměrnou obálkou při segmentaci podle tlakového snímače. Z obrázku 6-16 je patrné, že posuzujeme-li opakovatelnost činnosti svalu

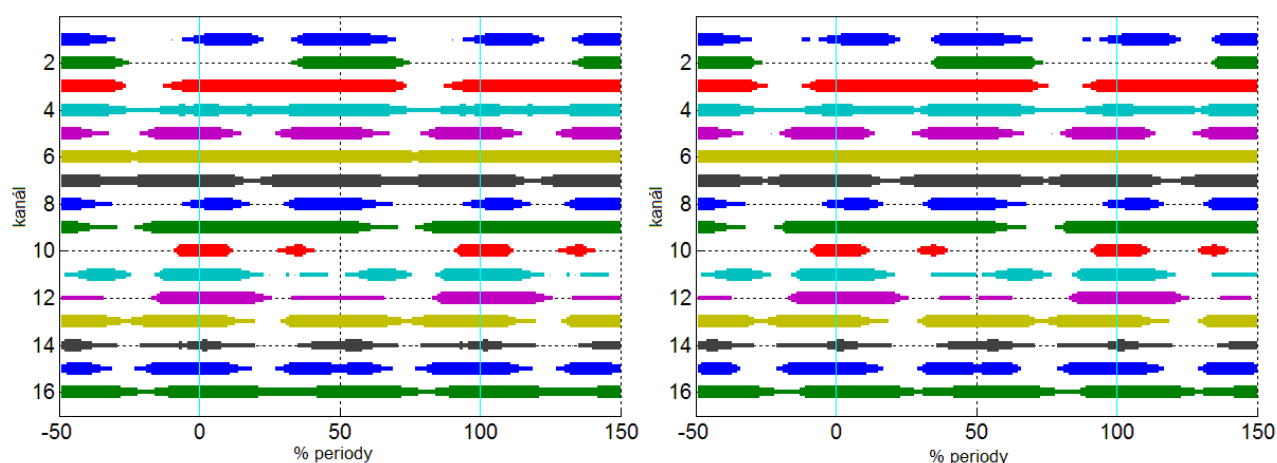
podle kovariance obálek s průměrnou obálkou, je pořadí svalů nezávislé na použité segmentaci – obě příslušné křivky mají nerostoucí průběh.

Pořadí svalů seřazených podle podobnosti po sobě jdoucích obálek je v případě segmentace podle tlakového snímače až na dvojici serratus anterior sin./dx. (čís. 12/6) také shodné. Významné rozdíly v pořadí můžeme pozorovat při segmentaci podle elektromyografického signálu: odpovídající křivka na obrázku 6-16 má již velmi kolísavý průběh. To je v souladu s vysloveným závěrem ohledně vyšší citlivosti průměrné korelace i kovariance po sobě jdoucích obálek na přesnost segmentace.

Závěr: Posuzování opakovatelnosti založené na korelaci či kovarianci interpolovaných obálek elektromyografického signálu z jednotlivých pohybových cyklů s průměrnou obálkou je méně závislé na nepřesnostech segmentace signálu a lze je považovat za vhodnější zejména v případech, kdy není k dispozici spolehlivý segmentační signál.

6.3 Faktory ovlivňující výsledky prahování

6.3.1 Porovnání různých definic maxima a vliv úrovně prahu



Obr. 6-17: Intervaly svalové aktivity při chůzi s holemi proti svahu – souhrnné výsledky prahování úrovní 20 % maxima dané periody (vlevo) a 20 % průměru maxim jednotlivých period (vpravo). Příklad pro subj. 5. Čísla kanálů odpovídají svalům uvedeným v tabulce 6-11.

K porovnání jsme použili signály ze sady 2012_0817 – Mikulíková. Tato sada obsahuje signály od deseti subjektů (sedmi žen průměrného věku 30,5 roku a tří mužů o průměrném věku 35,0 let) – instruktorů Nordic walking. Jako testovací trať byla zvolena travnatá stráž se sklonem 7°.

Signál z každého elektromyografického kanálu byl převeden do absolutní hodnoty a vyfiltrován dolní propustí s mezním kmitočtem propustného pásma 5,2 Hz. Takto získaná obálka

elektromyografického signálu byla segmentovaná na jednotlivé pohybové cykly (dvojkroky) a podrobena prahování.

Byly použity tři úrovně prahu: 15 %, 20 % a 25 % hodnoty definované jako (1) maximum obálky daného pohybového cyklu a (2) průměr maxim obálky v jednotlivých pohybových cyklech v daném kanálu. Vzorky, v nichž úroveň obálky přesahovala vypočtený práh, byly označeny jako svalová aktivita. Pro souhrnné vyhodnocení jsme vypočítali průměrnou dobu trvání svalové aktivity (v procentech délky pohybového cyklu) a průměrný počet intervalů svalové aktivity detekovaných v každém pohybovém cyklu. Trvání svalové aktivity v jednotlivých kanálech i počet intervalů v pohybovém cyklu jsme poté zprůměrovali přes všechny účastníky.

	Průměrné trvání svalové aktivity (% pohybového cyklu)								
	Práh			Práh			Práh		
	15 % maxima periody	15 % prům. maxima	Rozdíl	20 % maxima periody	20 % prům. maxima	Rozdíl	25 % maxima periody	25 % prům. maxima	Rozdíl
1 – Biceps brachii muscle - R	86,7	86,6	-0,1	79,5	79,2	-0,4	72,4	72,0	-0,4
2 – Triceps brachii muscle - R	57,9	57,3	-0,6	53,4	52,9	-0,5	49,6	49,2	-0,4
3 – Latissimus dorsi muscle - R	63,9	63,3	-0,6	53,1	51,8	-1,3	45,3	44,2	-1,2
4 – Pectoralis major muscle - R	92,9	93,2	0,3	86,0	85,8	-0,2	77,7	76,8	-0,8
5 – Trapezius muscle medius - R	75,8	75,8	-0,1	66,2	65,4	-0,8	57,1	55,6	-1,6
6 – Serratus anterior muscle - R	89,6	89,5	-0,1	82,4	82,0	-0,4	74,5	73,6	-0,9
7 – Biceps brachii muscle - L	83,3	80,6	-2,7	73,1	70,0	-3,1	64,2	61,0	-3,1
8 – Triceps brachii muscle - L	54,8	54,7	-0,1	49,7	49,2	-0,5	45,4	45,1	-0,3
9 – Latissimus dorsi muscle - L	62,3	61,8	-0,5	52,7	52,1	-0,6	45,1	44,3	-0,9
10 – Pectoralis major muscle - L	80,7	81,1	0,4	69,9	69,3	-0,6	60,8	59,8	-1,0
11 – Trapezius muscle medius - L	82,2	82,0	-0,2	74,3	73,8	-0,5	65,7	64,7	-1,1
12 – Serratus anterior muscle - L	78,4	76,4	-1,9	68,2	65,7	-2,5	59,6	56,6	-3,0
13 – Deltoid muscle - anterior part - R	90,5	89,7	-0,8	84,0	83,0	-1,0	77,5	76,4	-1,1
14 – Deltoid muscle - posterior part - R	74,6	74,1	-0,6	68,6	68,0	-0,7	64,3	63,5	-0,8
15 – Trapezius muscle - R	86,2	86,0	-0,2	79,0	78,4	-0,6	73,0	72,3	-0,7
16 – Gluteus medius muscle - R	88,6	88,7	0,0	84,4	84,2	-0,3	80,8	80,5	-0,3

Tab. 6-11: Průměrné trvání detekované svalové aktivity při různých parametrech prahování. Průměr přes všechny subjekty.

Obrázek 6-17 znázorňuje souhrnné výsledky prahování úrovní 20 % u subjektu 5. Na grafu vlevo je tento podíl vztažen k maximu dané periody, na pravém grafu se jedná o 20 % průměrné velikosti maxim v jednotlivých periodách. Je zřejmé, že oba souhrnné výsledky jsou velmi podobné.

Objektivnější posouzení nám umožňují číselné výsledky v tabulkách 6-11 a 6-12, v nichž lze porovnávat jak vliv úrovně prahu (15 %, 20 % nebo 25 %), tak definici maxima (maximum obálky v daném pohybovém cyklu či průměr maxim obálek ze všech cyklů).

Trvání detekované svalové aktivity (tabulka 6-11) se při zvyšování prahu podle očekávání zkracuje, což je zřejmé i z obrázku 5-25. Nicméně mezi počtem detekovaných intervalů svalové

aktivity v rámci každého cyklu a úrovní prahu nebyla nalezena žádná významná závislost. Při zvýšení prahu zůstanou některá lokální minima pod jeho úrovní a způsobí pokles počtu detekovaných intervalů. Současně se však pod tímto prahem mohou ocitnout nově ocitnout i některá lokální minima. Tím dojde k rozdělení původně celistvého intervalu svalové aktivity a k nárůstu počtu detekovaných intervalů. První popsáný jev je patrný na obrázku 5-25 v čase 16,1 s, kde způsobuje vynechání jednoho intervalu aktivity při použití nejvyššího sledovaného prahu. Rozpad intervalu vedví je zřetelný v čase 17,1 s při zvýšení úrovně z 15 % na 20 %.

	Průměrný počet intervalů svalové aktivity v periodě								
	Práh			Práh			Práh		
	15 % maxima periody	15 % prům. maxima	Rozdíl	20 % maxima periody	20 % prům. maxima	Rozdíl	25 % maxima periody	25 % prům. maxima	Rozdíl
1 – Biceps brachii muscle - R	1,25	1,29	2,92%	1,59	1,63	2,93%	1,83	1,87	1,69%
2 – Triceps brachii muscle - R	1,36	1,35	-0,69%	1,36	1,34	-1,05%	1,33	1,35	1,40%
3 – Latissimus dorsi muscle - R	1,58	1,61	1,97%	1,61	1,62	0,49%	1,57	1,54	-1,84%
4 – Pectoralis major muscle - R	0,91	0,95	4,04%	1,37	1,49	8,59%	1,75	1,89	8,14%
5 – Trapezius muscle medius - R	1,60	1,61	0,63%	1,83	1,93	5,38%	1,88	1,92	2,24%
6 – Serratus anterior muscle - R	0,96	1,02	7,06%	1,42	1,44	1,79%	1,75	1,83	4,55%
7 – Biceps brachii muscle - L	1,58	1,77	11,60%	1,95	2,06	5,31%	2,17	2,18	0,23%
8 – Triceps brachii muscle - L	1,27	1,24	-2,11%	1,23	1,24	0,85%	1,28	1,21	-5,11%
9 – Latissimus dorsi muscle - L	1,84	1,80	-2,10%	1,75	1,73	-1,14%	1,69	1,69	-0,26%
10 – Pectoralis major muscle - L	1,93	1,95	0,71%	2,09	2,18	4,12%	2,11	2,22	5,28%
11 – Trapezius muscle medius - L	1,48	1,54	3,96%	1,78	1,84	3,39%	2,06	2,13	3,81%
12 – Serratus anterior muscle - L	1,85	1,95	4,92%	2,11	2,17	2,51%	2,24	2,25	0,29%
13 – Deltoid muscle - anterior part - R	0,99	1,06	6,98%	1,26	1,31	3,85%	1,49	1,54	3,63%
14 – Deltoid muscle - posterior part - R	1,08	1,09	0,61%	1,00	1,01	0,50%	0,92	0,89	-3,28%
15 – Trapezius muscle - R	1,14	1,19	4,24%	1,26	1,35	7,19%	1,27	1,31	2,97%
16 – Gluteus medius muscle - R	0,71	0,73	3,91%	0,81	0,84	4,61%	0,87	0,89	2,20%

Tab. 6-12: Průměrný počet intervalů svalové aktivity detekovaných v jednotlivých pohybových cyklech při různých parametrech prahování. Průměr přes všechny subjekty.

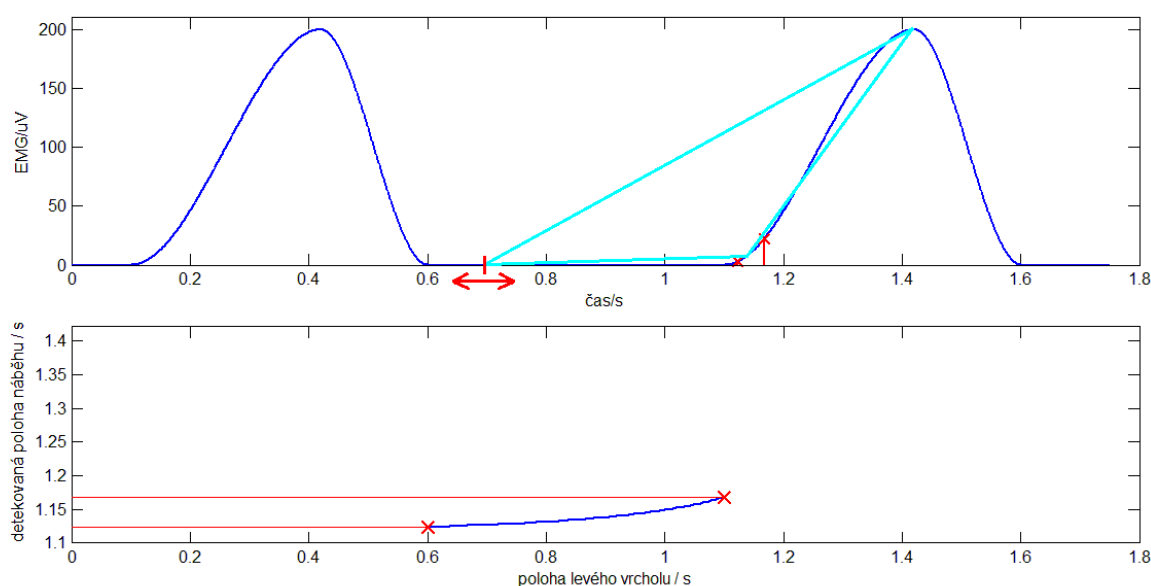
Ještě zajímavější je porovnání výsledků získaných při použití různých definic maxima. Celkově vzato jsou výsledky srovnatelné. Nejvyšší rozdíl v průměrné délce trvání svalové aktivity činí 3,1 % pohybového cyklu, většina odchylek však leží pod 1 % délky cyklu, jak je patrné z tabulky 6-11. Rozdíly v počtu detekovaných intervalů svalové aktivity vyjádřené v tabulce 6-12 dosahují maximálně 11,6 %, průměrná absolutní odchylka však činí pouze 3,3 %.

Závěr: Větší odchylky se obecně vyskytují u záznamů, v nichž elektromyografický signál vykazuje celkové kolísání amplitudy (z důvodu různého úsilí vyvíjeného subjektem v různých částech měření, proměnlivé kvality kontaktu mezi elektrodou a pokožkou apod.). V těchto případech se výsledky poskytované prahováním vztaženým k maximu dané periody jeví jako spolehlivější.

6.4 Faktory ovlivňující výsledky trojúhelníkové metody

6.4.1 Vliv polohy lokálního minima na detekovaný počátek svalové aktivity

Obálky některých elektromyografických signálů se vyznačují dlouhými úseky s velmi nízkou amplitudou (někdy i více než přes polovinu pohybového cyklu), které oddělují jednotlivé kontrakce. U těchto signálů může být detekce lokálního minima problematická, minimum průměrné obálky je velmi ploché a jeho přesná poloha je spíše náhodná. Jelikož v lokálním minimu obálky každého pohybového cyklu leží jeden z vrcholů trojúhelníka používaného při detekci počátku či konce svalové aktivity, je vhodné vyšetřit, jak se změna polohy minima projeví na detekci.



Obr. 6-18: Uměle vytvořená obálka elektromyografického signálu s nulovými hodnotami v intervalu 0,6 s až 1,1 s a příklad trojúhelníku pro detekci náběhu svalové aktivity. V závislosti na poloze jeho levého vrcholu se detekovaná poloha mění v rozmezí vyznačeném před časem 1,2 s (horní obrázek). Závislost detekované polohy náběhu na poloze levého vrcholu trojúhelníku (dolní obrázek). Rozsah svislé osy odpovídá rostoucímu úseku obálky.

Obrázek 6-18 nahoře zachycuje uměle vytvořený průběh reprezentující extrémní situaci, kdy po dobu poloviny pohybového cyklu (od 0,6 do 1,1 s) dosahuje obálka přesně nulové hodnoty. Do grafu je zakreslen na ukázkou jeden z trojúhelníků pro detekci počátku svalové aktivity. Levý vrchol byl postupně umísťován do všech bodů intervalu s nulovou hodnotou obálky (0,6 až 1,1 s), pravý vrchol zůstával v lokálním maximu v čase krátce po 1,4 s. Pro každou dvojici těchto vrcholů byl hledán třetí vrchol trojúhelníku tak, aby ležel na křivce obálky a trojúhelník měl maximální možnou plochu. V závislosti na poloze levého vrcholu byla odpovídající poloha třetího vrcholu nalezena v intervalu 1,123 s až 1,168 s, jak je vyznačeno v horním grafu. Tento bod by byl považován za počátek svalové aktivity.

Spodní graf na obrázku 6-18 znázorňuje závislost polohy třetího vrcholu na poloze levého vrcholu. Je zřejmé, že se změnou polohy levého vrcholu se poloha prostředního vrcholu mění v rozmezí 45 ms, což odpovídá 14 % délky rostoucího úseku obálky, resp. 4,5 % délky celého pohybového cyklu. To lze považovat za poměrně malý rozsah, uvážíme-li požadovanou přesnost a skutečnost, že rozdíly v poloze levého vrcholu byly o řád větší.

Dále je nutné podotknout, že po nalezení minima průměrné obálky probíhá hledání lokálního minima na obáčkách jednotlivých pohybových cyklů pouze ve vymezeném intervalu (obvykle ± 10 % délky pohybového cyklu okolo polohy minima průměrné obálky), jak je popsáno v kapitole 5.3.3. V konkrétním kanále proto bude rozptýl poloh náběhu či poklesu svalové aktivity detekovaných v jednotlivých pohybových cyklech menší než ve výše uvedeném příkladě. Pokud bychom interval vyhledávání minima na obrázku 6-18 omezili na zmíněných 20 % pohybového cyklu, dosahoval by rozsah v nejméně příznivém případě (při položení intervalu těsně před počátek rostoucího úseku obálky, kde je závislost mezi polohou levého a prostředního vrcholu nejstrmější, tj. mezi 0,9 s a 1,1 s) pouze 30 ms: detekovaný počátek aktivity by se pohyboval v čase 1,138 s až 1,168 s. To odpovídá 9,3 % délky rostoucího úseku obálky, resp. 3,0 % délky pohybového cyklu.

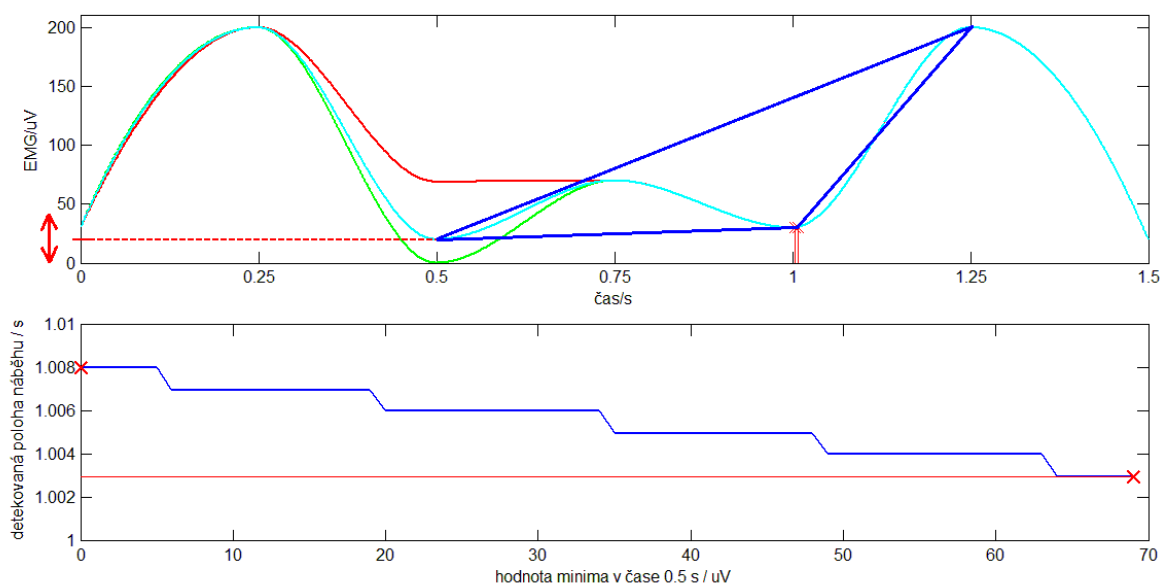
Závěr: V popsaném extrémním případě byla při posouvání lokálního minima pozorována změna polohy detekovaného náběhu v rozsahu 4,5 % pohybového cyklu. Při hledání lokálního minima pouze v rozsahu 20 % pohybového cyklu byl náběh detekován na intervalu délky 3,0 % cyklu. Tento rozsah je poměrně malý, ale nemusí být vždy považován za zanedbatelný – v takovém případě je třeba pečlivě ověřit polohu detekovaných bodů pohledem do příslušného grafu.

6.4.2 Vliv velikosti lokálního minima na detekovaný počátek svalové aktivity

Velikosti lokálních extrémů obálky elektromyografického signálu se v jednotlivých pohybových cyklech přirozeně liší. Dále je rozebrán vliv velikosti lokálního minima, k němuž je ukotven jeden z vrcholů trojúhelníku pro detekci počátku svalové aktivity. Časovou polohu minima i maxima v tomto případě považujeme za neměnnou.

Obrázek 6-19 nahoře zachycuje ukázky uměle vytvořených průběhů obálek. Celkem bylo připraveno 70 průběhů lišících se velikostí lokálního minima v čase 0,5 s. Ta se pohybovala od 0 μ V do 69 μ V. Dále je v grafu zakreslen na ukázkou jeden z trojúhelníků pro detekci počátku svalové aktivity. Levý vrchol v čase 0,5 s byl postupně umísťován do všech hodnot v intervalu 0 μ V až 69 μ V, pravý vrchol zůstával v neměnném lokálním maximu v čase 1,25 s. Pro každou dvojici těchto vrcholů byl hledán třetí vrchol trojúhelníku tak, aby ležel na křivce obálky a trojúhelník měl maximální možnou plochu. V závislosti na poloze levého vrcholu byla odpovídající poloha třetího vrcholu

nalezena v intervalu 1,003 s až 1,008 s, jak je vyznačeno v horním grafu. Tento bod by byl považován za počátek svalové aktivity.



Obr. 6-19: Uměle vytvořené obálky elektromyografického signálu s lokálním minimem v čase 0,5 s o hodnotách 0 μV až 69 μV (zobrazeny pouze tři ze 70 připravených průběhů; od času 0,75 s se křivky překrývají) a příklad trojúhelníku pro detekci náběhu svalové aktivity. V závislosti na poloze jeho levého vrcholu se detekovaná poloha mění v rozmezí vyznačeném krátce po čase 1,0 s (horní obrázek). Závislost detekované polohy náběhu na poloze levého vrcholu trojúhelníku (dolní obrázek).

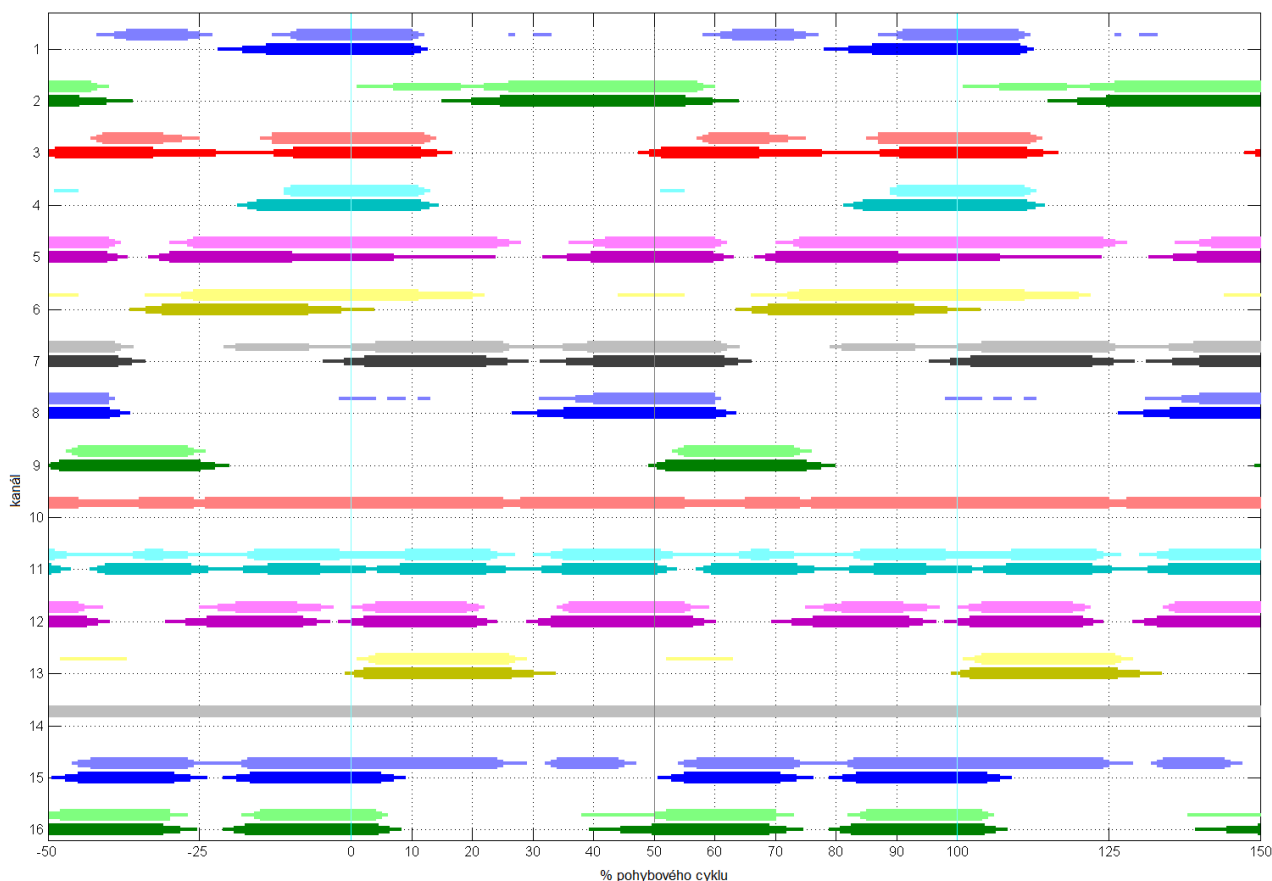
Dolní polovina obrázku 6-19 zachycuje závislost mezi velikostí lokálního minima a polohou prostředního vrcholu trojúhelníku, tedy polohu detekovaného náběhu. Z grafu je zřejmé, že se zde projevovalo omezené časové rozlišení dané vzorkovací frekvencí 1 kHz: u hodnot odečítaných na svislé ose je zřetelné kvantování po 1 ms. Tato skutečnost souvisí s velmi malým vlivem velikosti lokálního minima na detekovanou polohu náběhu. Pro celý uvažovaný rozsah hodnot činí rozmezí detekovaných poloh pouze 5 ms, což jsou 2 % z délky rostoucího úseku obálky, respektive 0,5 % délky celého pohybového cyklu vzorového signálu. V reálných signálech lze navíc obvykle očekávat menší kolísání velikosti lokálních extrémů a tudíž ještě menší ovlivnění detekovaných poloh náběhů či poklesů svalové aktivity.

Závěr: Uvedené výsledky ukazují, že detekovaná poloha počátku svalové aktivity na velikosti lokálního minima téměř nezávisí.

6.5 Porovnání grafických výstupů prahování a trojúhelníkové metody při hodnocení svalové koordinace

Na elektromyografických signálech měřených během chůze do schodů (Sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření) jsme provedli detekci svalové aktivity prahováním i trojúhelníkovou metodou, což nám umožňuje porovnat výsledky obou metod. Obálka byla konstruována průchodem signálu přes dolní propust s horním mezním kmitočtem propustného pásma 5 Hz. Při prahování se využívala úroveň 25 % maxima obálky v dané periodě.

Obrázek 6-20 kombinuje grafické výstupy obou metod. Je třeba zopakovat, že v případě prahování (světlejších čar) jsou různou tloušťkou vyznačeny pravděpodobnosti svalové aktivity v daném místě pohybového cyklu. Výstup trojúhelníkové metody využívá středně tlustou čáru k propojení průměrného okamžiku nástupu svalové aktivity s průměrným okamžikem poklesu aktivity, přičemž konce tenčích a tlustších čar slouží ke znázornění směrodatné odchylky tohoto údaje. Z toho vyplývá, že matematická podstata obou grafických výstupů je zcela odlišná.

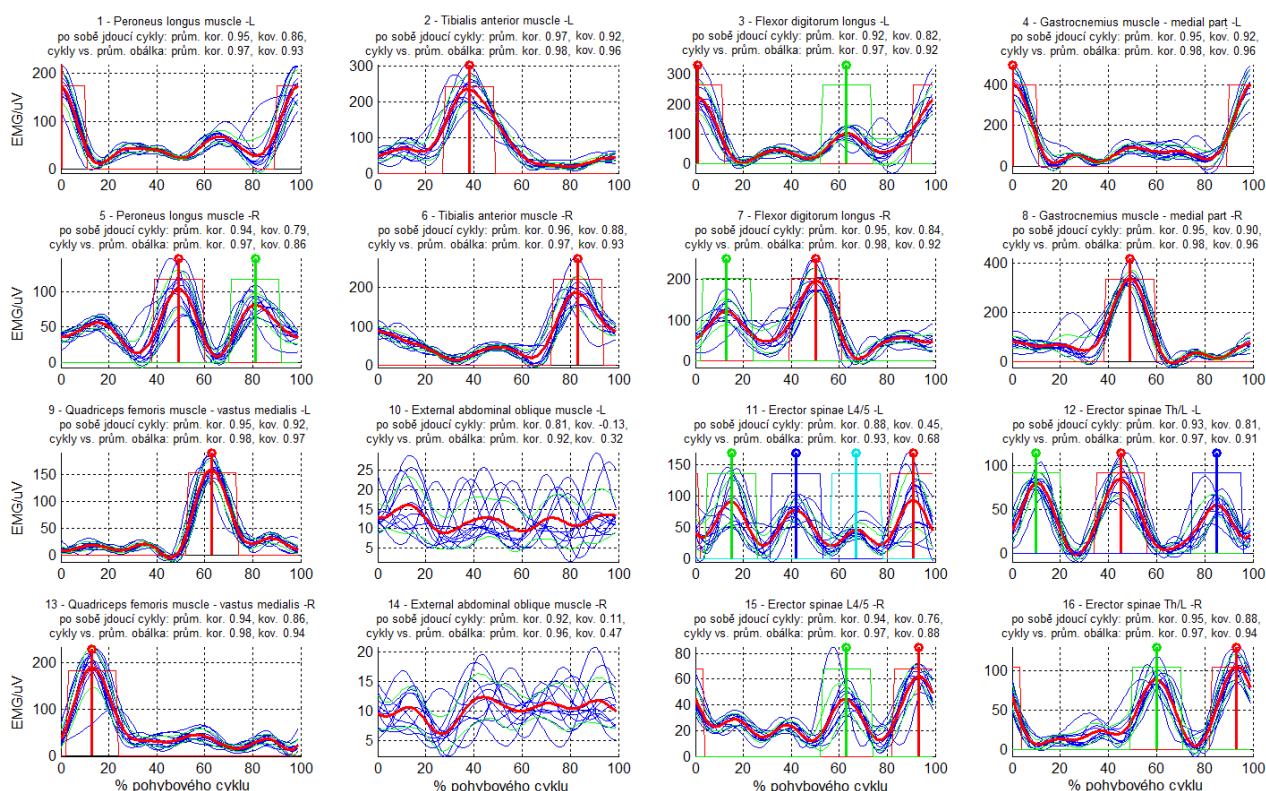


Obr. 6-20: Porovnání výsledků detekce svalové aktivity prahováním (světlé čáry) a trojúhelníkovou metodou (syté čáry). Sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření chůze do schodů. Kanálům 1 až 16 odpovídají svaly uvedené v tabulce 6-2.

Na obrázku 6-20 můžeme dobře sledovat shody a odlišnosti výsledků obou detekčních metod. Přitom je třeba mít na paměti, že prahování je parametrizované úrovní prahu: nižší práh vede k vyznačení svalové aktivity ve větší části pohybového cyklu. Trojúhelníková metoda je parametrizovaná relativními velikostmi lokálních extrémů průměrné obálky, podle nichž se určují relevantní maxima a tedy počet vyhledávaných intervalů svalové aktivity.

K podrobnějšímu rozboru shod a odlišností době poslouží obrázek 6-21 zachycující interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů, a to u všech sledovaných svalů.

Vyznačuje-li se obálka elektromyografického signálu jedním či několika podobně vysokými maximy, která jsou lemována úseky o výrazně nižší amplitudě, poskytují obě metody velmi podobný výstup. Příkladem mohou být svaly v kanálech 4, 8, 9, 12 nebo 16. Při použité úrovni prahu a strmém nárůstu i poklesu obálky elektromyografického signálu jsou intervaly aktivity detekované prahováním o něco kratší než intervaly označené trojúhelníkovou metodou.



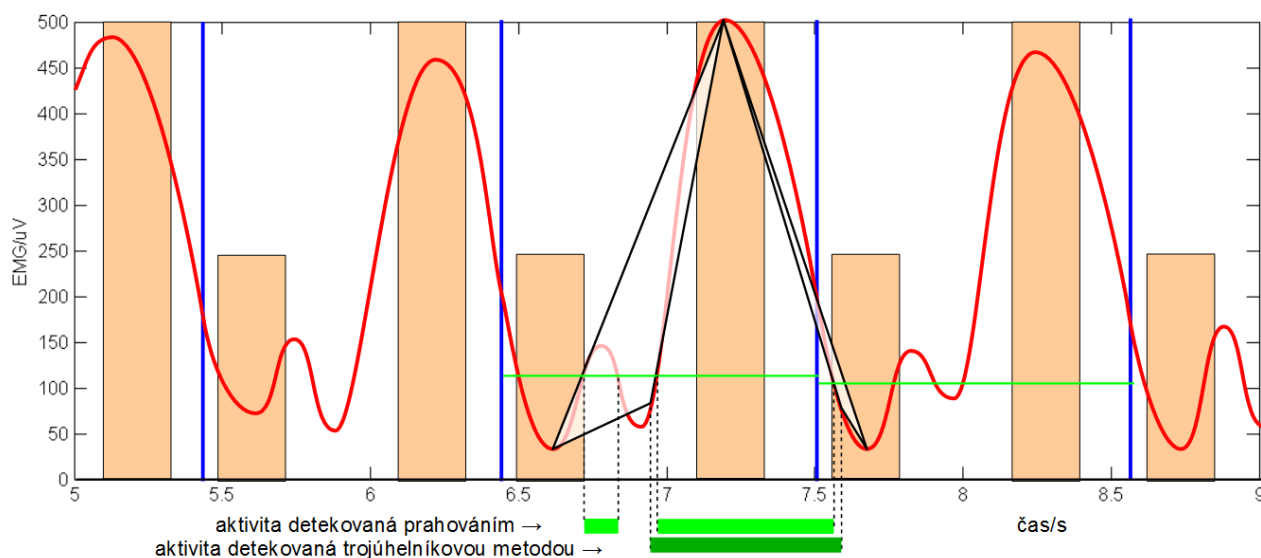
Obr. 6-21: Interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů (tenké modré čáry) a průměrná obálka (tlustá červená čára). Obdélníky vyznačují intervaly hledání maxima pro trojúhelníkovou metodu. Sada 2013_0827 – Vystrčilová, subjekt 1, 1. měření.

Prahování v některých případech našlo více intervalů svalové aktivity během pohybového cyklu než trojúhelníková metoda. Tuto skutečnost, která se s ohledem na právě zmíněné kratší intervaly detekované prahováním může jevit jako překvapující, názorně vysvětluje obrázek 6-22. Práh totiž mohou překročit i lokální maxima, která po zprůměrování nebyla trojúhelníkovou

metodou vyhodnocena jako relevantní a tudíž nejsou detekována. Takové průběhy obálky můžeme ve zkoumaném náměru pozorovat zejména u svalů v kanálech 1 nebo 15.

Významné rozdíly mezi výsledky prahování a trojúhelníkové metody spatřujeme u svalů majících velmi pozvolný nárůst či pokles obálky. V takových případech je určení počátku či konce aktivity obecně velmi diskutabilní, takže nelze jednoznačně říci, která z obou metod poskytuje lepší výsledky. Z porovnání vyplývá, že prahování v takovém případě vyznačuje zpravidla delší úsek svalové aktivity, zatímco trojúhelníková metoda detekuje na úseku s malou strmostí počátek či konec aktivity obvykle blíže lokálnímu maximu, což vede k vyznačení kratšího úseku. Průvodním jevem však bývá velké kolísání relativních poloh takových bodů detekovaných trojúhelníkovou metodou v jednotlivých pohybových cyklech a tedy velká směrodatná odchylka vyznačená špičatým zakončením odpovídající čáry na obrázku 6-20. Ve sledovaném souboru můžeme tyto jevy pozorovat u svalů v kanálech číslo 5, 6 nebo 15.

Signály v kanálech 10 a 14 jsou nekvalitní, s nízkou opakovatelností, takže u nich nemá toto vyhodnocení smysl.



Obr. 6-22: Objasnění rozdílného počtu a rozdílné délky intervalů svalové aktivity detekovaných na obálce elektromyografického signálu (červená křivka) prahováním a trojúhelníkovou metodou. Obdélníky vyznačují intervaly pro hledání lokálních maxim a minim pro trojúhelníkovou metodu, vodorovné čáry označují prah pro prahování. Pod grafem jsou vyneseny intervaly aktivity detekované oběma metodami. (Uměle vytvořený průběh.)

Závěr: Lze konstatovat, že přes zcela odlišný původ grafických výstupů prahování a trojúhelníkové metody poskytují oba grafy podobné informace. Ve složitějších případech se mohou vyskytnout významnější odlišnosti, což ovšem neukazuje nutně na chybu některé z metod, ale na její schopnost zvýraznit jiný rys signálu. Hodnotící pracovník by měl vždy nahlédnout do obrázku s detekovanými náběhy a poklesy vyznačenými v elektromyografickém signálu (např. na obrázku 5-

45) a posoudit, zda zvolený způsob detekce poskytuje u daného svalu a pohybové aktivity věrohodné výsledky.

6.6 Vliv průměrování na výsledky detekce svalové aktivity

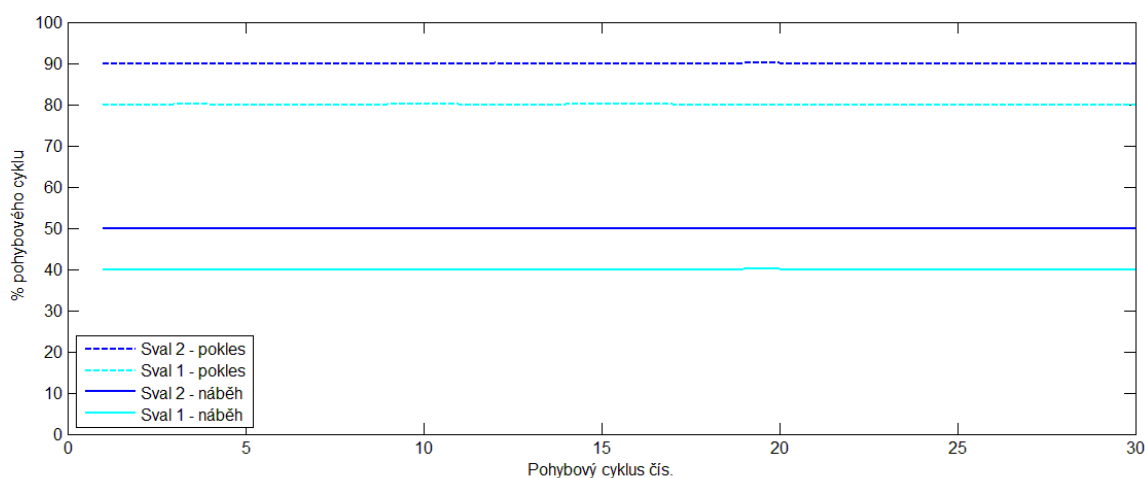
Při posuzování svalové koordinace se často pracuje s průměrnou obálkou elektromyografického signálu [WRE06], [GAZ07], [HUG10], [FRI08], [HOF02], [PRI02], [YU10], [CAM07], [DOR08], [IVA04]. V této kapitole analyzujeme vliv průměrování obálky na prováděnou detekci počátků a konců svalové aktivity a výsledky porovnáváme s detekcí prováděnou v jednotlivých pohybových cyklech.

6.6.1 Uměle připravené sady elektromyografických signálů

Pro účely porovnání jsme připravili čtyři dvojice simulovaných elektromyografických signálů za využití postupu popsaného v kapitole 5.6. Je třeba zdůraznit, že tato syntéza využívala prahování obálky elektromyografického signálu úrovní 20 % maxima periody, takže požadovaným polohám svalových aktivací a deaktivací uváděným na obrázcích 6-23 až 6-26 by měly odpovídat právě výsledky prahování úrovní 20 %. Při použití jiné úrovně prahu nebo jiné detekční metody se polohy detekovaných bodů mohou poněkud lišit, avšak závěry ohledně pořadí svalových aktivací a deaktivací by měly být shodné.

Sada A

První sada (A; obrázek 6-23) simuluje signály ze dvou svalů, jejichž intervaly aktivity jsou navzájem zpožděny přibližně o 10 % pohybového cyklu a jejich poloha v rámci pohybových cyklů je

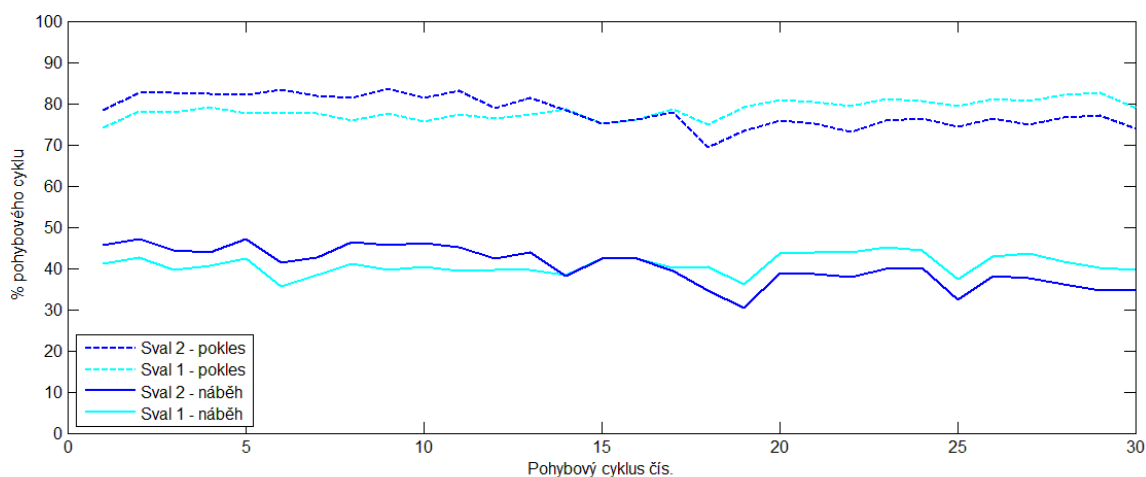


Obr. 6-23: Polohy počátků a konců svalové aktivity stanovené pro sadu simulovaných signálů A.

téměř konstantní. První sval je aktivní od 40 % do 80 % pohybového cyklu, druhý sval pak od 50 % do 90 %. V obou případech trvá svalová aktivita 40 % pohybového cyklu.

Sada B

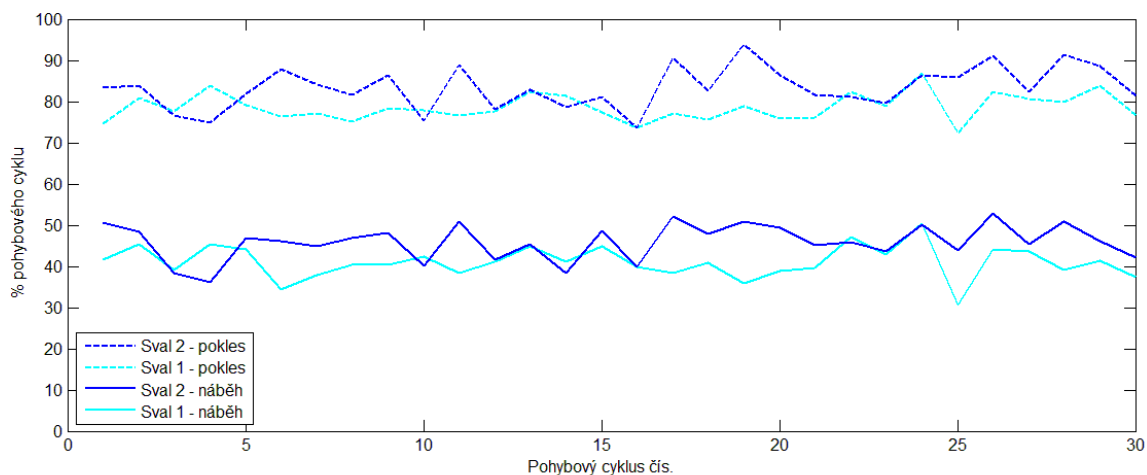
Druhá sada (B; obrázek 6-24) simuluje dvojici svalů, jejichž vzájemná poloha intervalů aktivity se během záznamu prohodí. Sval 1 vykazuje nástup přibližně ve 40 % pohybového cyklu, zatímco aktivita svalu 2 začíná asi 5 % délky pohybového s nástupem po (v první části záznamu) resp. před (ve druhé části záznamu) kontrakcí svalu 1. Podobnou situaci můžeme pozorovat i na poklesech svalové aktivity: uvolnění svalu 1 nastává v necelých 80 % pohybového cyklu, přičemž druhý sval se za tímto okamžikem asi o 5 % pohybového cyklu zpožďuje (v první části záznamu), resp. jej o tuto hodnotu předchází (ve druhé části záznamu).



Obr. 6-24: Polohy počátků a konců svalové aktivity stanovené pro sadu simulovaných signálů B.

Sada C

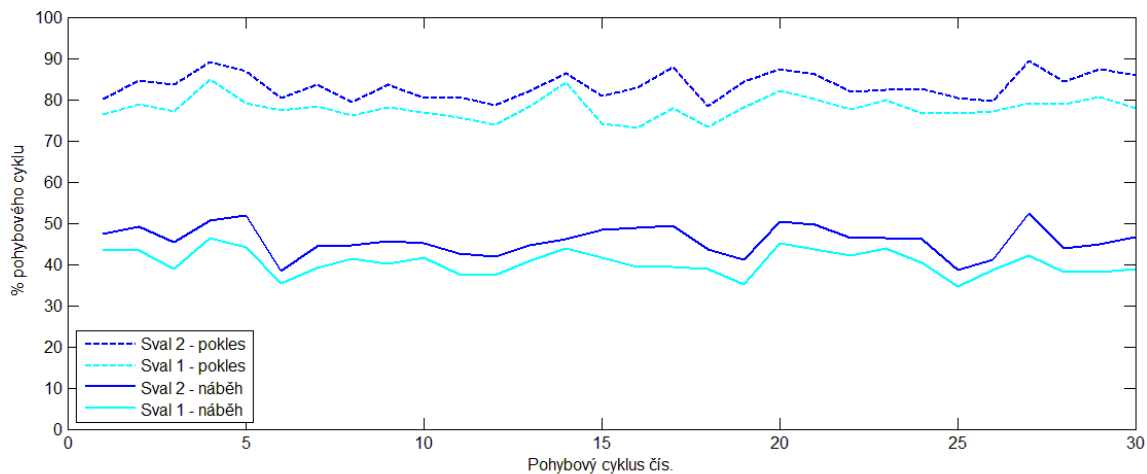
Ve třetí sadě (C) se mění poloha i pořadí nástupů svalové aktivity. Okamžiky počátků i konců svalové aktivity v rámci pohybového cyklu jsou u obou svalů dosti nestabilní. Průměrně nastává počátek i konec kontrakce svalu 1 dříve než u svalu 2, avšak v některých pohybových cyklech klesá časový odstup k nule či se pořadí aktivace a deaktivace dokonce obrací, jak je zřetelně vidět na obrázku 6-25.



Obr. 6-25: Polohy počátků a konců svalové aktivity stanovené pro sadu simulovaných signálů C.

Sada D

Čtvrtá sada (D) vykazuje také velkou proměnlivost poloh nástupů a poklesů aktivity, ale vzájemné pořadí svalů zůstává stejné. Sval 1 se aktivuje přibližně ve 40 % pohybového cyklu a jeho kontrakce sahá až po 80 % cyklu. Druhý sval následuje se zpožděním okolo 5 % délky cyklu, jak vidíme na obrázku 6-26.



Obr. 6-26: Polohy počátků a konců svalové aktivity stanovené pro sadu simulovaných signálů D.

6.6.2 Zpracování simulovaných elektromyografických signálů

Obálka elektromyografického signálu byla zkonstruována průchodem dolní propustí s mezní frekvencí propustného pásma 4,5 Hz. Uvedený kmitočet vyhovoval z hlediska délky pohybového cyklu a strmosti nárůstu a poklesu amplitudy elektromyografického signálu. Obálka pak byla segmentována dle jednotlivých pohybových cyklů. Úseky, v nichž obálka překročila 20 % maxima

příslušného pohybového cyklu byly označeny jako intervaly svalové aktivity. Tím jsme tedy získali „binární“ signál popisující aktivitu každého svalu během celého zpracovaného záznamu. V simulovaných signálech se vyskytoval vždy pouze jeden interval aktivity v každé periodě pohybu, což nám umožnilo vyčíslit průměrnou polohu náběhu či poklesu aktivity v rámci pohybového cyklu.

Kromě toho jsme obálky z jednotlivých period simulovaného i měřeného pohybu interpolovali na jednotnou délku a pro každý kanál jsme spočítali průměrnou obálku. Ta byla rovněž podrobena popsanému prahování.

Dále jsme simulované signály podrobili detekci prováděné trojúhelníkovou metodou popsanou v kapitole 5.3.3. Tím jsme opět získali záznam popisující aktivity každého z dvojice svalů během celého simulovaného záznamu. Na jeho základě byla vypočtena průměrná poloha nástupu a poklesu svalové aktivity v rámci pohybového cyklu i pro trojúhelníkovou metodu.

Na obrázcích 6-27, 6-29, 6-31 a 6-33 vidíme relativní polohy náběhů a poklesů svalové aktivity detekované v jednotlivých pohybových cyklech prahováním (část (a)). V sousední části (b) jsou vyjádřeny průměrné hodnoty a směrodatné odchylky všech časových řad. Pro porovnání je v části (c) vyznačen interval svalové aktivity detekovaný na průměrné obálce. Je třeba podotknout, že toto je jediný údaj, který lze z průměrné obálky vyčíst.

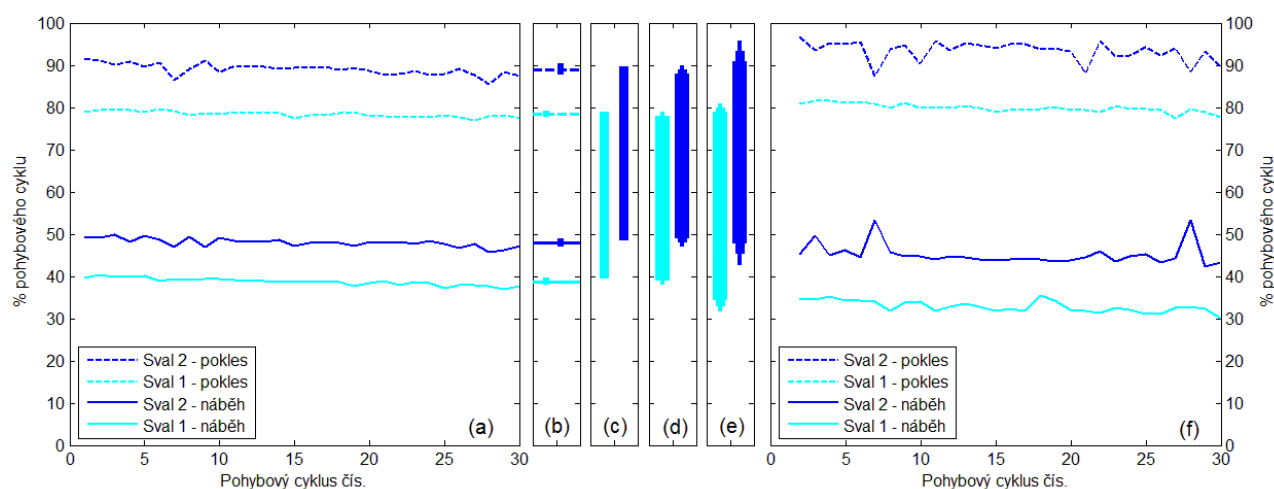
Část (d) znázorňuje pravděpodobnost, že je sval v jednotlivých bodech pohybového cyklu aktivní, a to s využitím výsledků prahování (část (a)) a principu popsaného v kapitole 5.4.1: nejtlustší část čáry vyznačuje intervaly, v nichž je pravděpodobnost aktivace svalu vyšší než 75 % (tj. ve více než 75 % pohybových cyklů byla obálka v tomto místě cyklu nad zvoleným prahem). Tenčí čáry vyznačují rozsah pravděpodobnosti 50 až 75 %, respektive 25 až 50 %. V oblastech mimo čáry je pravděpodobnost aktivace 25 % a méně. Tupý konec čáry označuje stabilní polohu náběhu či konce aktivity a pravidelnou práci svalu, zatímco zašpičatělý konec ukazuje na velkou proměnlivost.

Konečně úsečky v části (e) reprezentují souhrnné výsledky trojúhelníkové detekce aktivity. Jsou zde vyjádřeny průměrné polohy náběhů a poklesů svalové aktivity v jednotlivých pohybových cyklech společně se směrodatnými odchylkami obou údajů podle principu popsaného v kapitole 5.4.2: dva segmenty mezi koncovým bodem čáry a její nejtlustší částí vyznačují dvojnásobek směrodatné odchylky, přičemž průměrná poloha náběhu či poklesu je na rozhraní nejtenčí a střední čáry. Přestože se konstrukce grafu zásadně liší, jeho interpretace je podobná jako v předchozím případě: tupý konec čáry značí stabilní polohu náběhu či konce aktivity a pravidelnou práci svalu, zatímco zašpičatělý konec ukazuje na velkou proměnlivost.

6.6.3 Výsledky jednotlivých metod

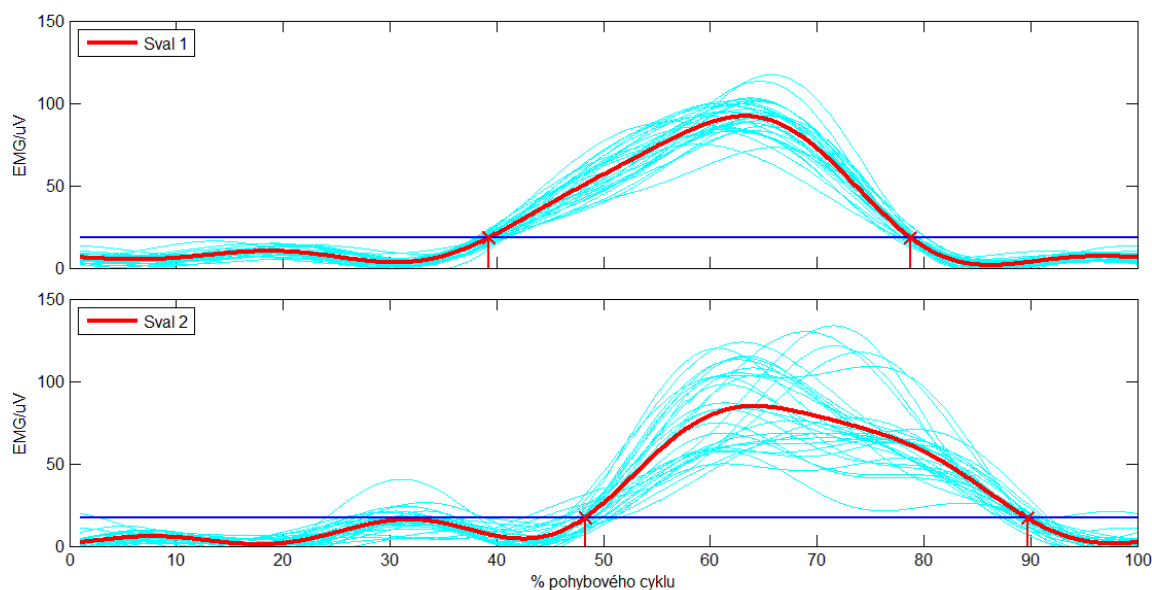
Sada A

Na obrázku 6-27 (a) můžeme pozorovat polohy počátků a konců svalové aktivity detekované prahováním obálky elektromyografického signálu úrovní 20 % maxima dané periody. Polohy odpovídají obrázku 6-23, pouze v některých pohybových cyklech se vyskytují drobnější odchylky. Průměrná poloha nástupu aktivity svalu 1 (svalu 2) je 38,7 % (48,0 %) pohybového cyklu, detekovaný konec aktivity leží průměrně v 78,4 % (89,0 %) pohybového cyklu, jak je patrné z obrázku 6-27 (b).



Obr. 6-27: Výsledky detekce svalové aktivity různými metodami (sada A): prahování úrovní 20 % v jednotlivých cyklech (a), průměrná poloha a směrodatná odchylka počátku a konce aktivity detekované prahováním (b), počátek a konec aktivity detekovaný prahováním průměrné obálky (c), pravděpodobné intervaly svalové aktivity na základě prahování úrovní 20 % v jednotlivých cyklech (d), souhrnné intervaly svalové aktivity včetně směrodatných odchylek počátků a konců při využití trojúhelníkové metody (e), polohy počátků a konců svalové aktivity při detekci trojúhelníkovou metodou v jednotlivých cyklech (f).

Trojúhelníková metoda detekovala nástup aktivity obou svalů v průměru o něco dříve – již ve 32,9 % (45,2 %) pohybového cyklu. K mírnému prodloužení nalezených intervalů došlo i na opačném konci: pokles svalové aktivity byl u sledovaných svalů nalezen průměrně v 79,9 % (93,4 %) periody. Kromě toho vykazuje číselná řada nástupů a poklesů aktivity svalu 2 poněkud větší kolísání než v případě prahování.



Obr. 6-28: Interpolované obálky simulovaného elektromyografického signálu v sadě A (tenké křivky) a průměrná obálka (tlustou čarou). Vodorovná čára vyznačuje práh 20 % maxima průměrné obálky.

Na obrázku 6-28 si můžeme prohlédnout interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů a jejich průměrný průběh. U svalu 2 jsou křivky z jednotlivých period více rozptýlené, což odpovídá poněkud většímu kolísání poloh nástupu i poklesu svalu 2 patrnému na obrázku 6-27 (a) a (f). Dále je v obrázku 6-28 vyznačena i detekce svalové aktivity prováděná prahováním průměrné obálky: vodorovná čára vyznačuje úroveň 20 % maxima průměrné obálky, křížky pak označují průsečíky značící detekovaný počátek či konec intervalu. Tyto body jsou vyneseny i do grafu 6-27 (c) coby koncové body obou úseček. Počátek aktivity zde leží v bodě 39,3 % (48,3 %) periody, konec pak v 78,8 % (89,7 %) pohybového cyklu.

	Průměrné zpoždění svalu 2 za svalem 1 (% cyklu)		
	Detekce na průměrné obálce Prahování (c)	Detekce v periodách	
		Prahování, pravděpodobnost 50 % (d)	Trojúhelníková metoda, průměr (e)
Začátek aktivity	9,0	9,3	12,3
Konec aktivity	10,9	10,6	13,5

Tab. 6-13: Vzájemné zpoždění aktivací a deaktivací obou sledovaných svalů při použití různých metod. Výsledky pro sadu A; v záhlaví jsou uvedeny odkazy na jednotlivé části obrázku 6-27.

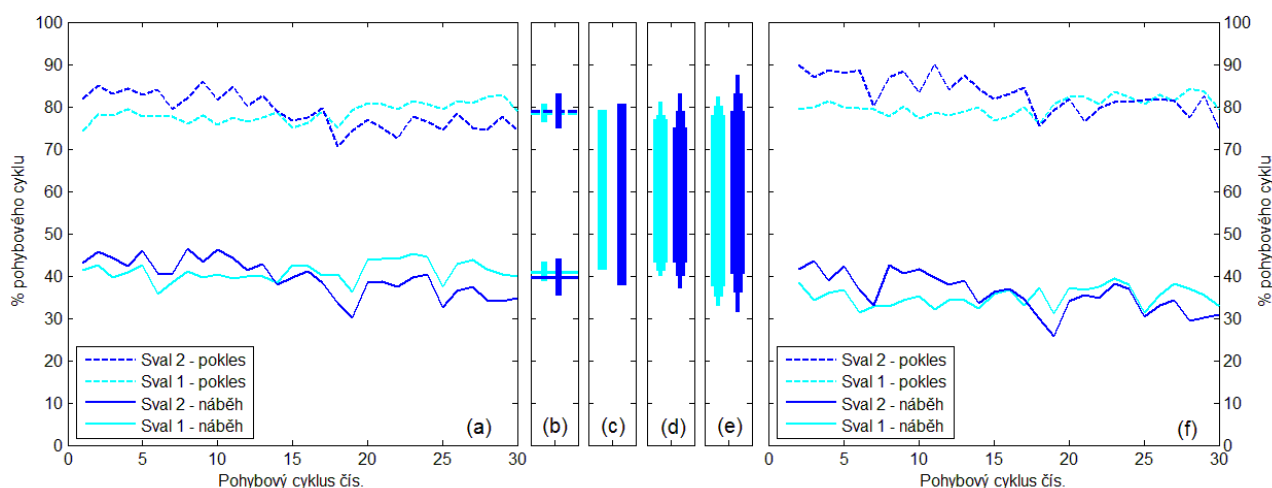
Jak bylo řečeno v úvodu kapitoly 6.3, vzhledem k nejednoznačnosti detekce svalové aktivity prahováním není vhodné činit závěry z odchylek bodů detekovaných různými metodami u téhož svalu, ale lze velmi dobře porovnávat výsledky různých metod popisující vzájemné pořadí nástupu či poklesu aktivity různých svalů. V tomto ohledu se závěry neliší, jak dokládá tabulka 6-13: prahování i trojúhelníková metoda jednoznačně ukazuje na náskok aktivace i deaktivace svalu 1 před svalem 2, přičemž hodnoty se liší nejvýše o 3,3 % pohybového cyklu. Výsledky jsou zřetelné i z obrázků 6-27

(d) a (e). Čáry souhrnně znázorňující intervaly svalové aktivity mají spíše tupá zakončení, což značí stabilní polohu počátku i konce v rámci periody. Také úsečky vyznačující intervaly aktivity detekované na průměrné obálce (obrázek 6-27 (c)) ukazují na náskok svalu 1 před svalem 2.

V této souvislosti stojí za povšimnutí průměrná interpolovaná obálka svalu 2 na obrázku 6-28. Je zřejmé, že by stačilo jen velmi mírně snížit úroveň prahu a první počátek aktivity druhého svalu by byl detekován již přibližně ve 30 % pohybového cyklu, tedy o 18 % pohybového cyklu dříve. Přitom při prahování prováděném v jednotlivých pohybových cyklech nebyla v těchto místech aktivita zaznamenána. Interpolované obálky, které na obrázku 6-28 dole překračují vyznačenou mez, náleží realizacím s vyšším absolutním maximem, takže pro ně ležel práh 20 % výše, než je vyznačeno na obrázku. Tam se úroveň 20 % vztahuje k maximu průměrné obálky dosahující poměrně nízkého maxima oproti maximům zaznamenaným v některých pohybových cyklech.

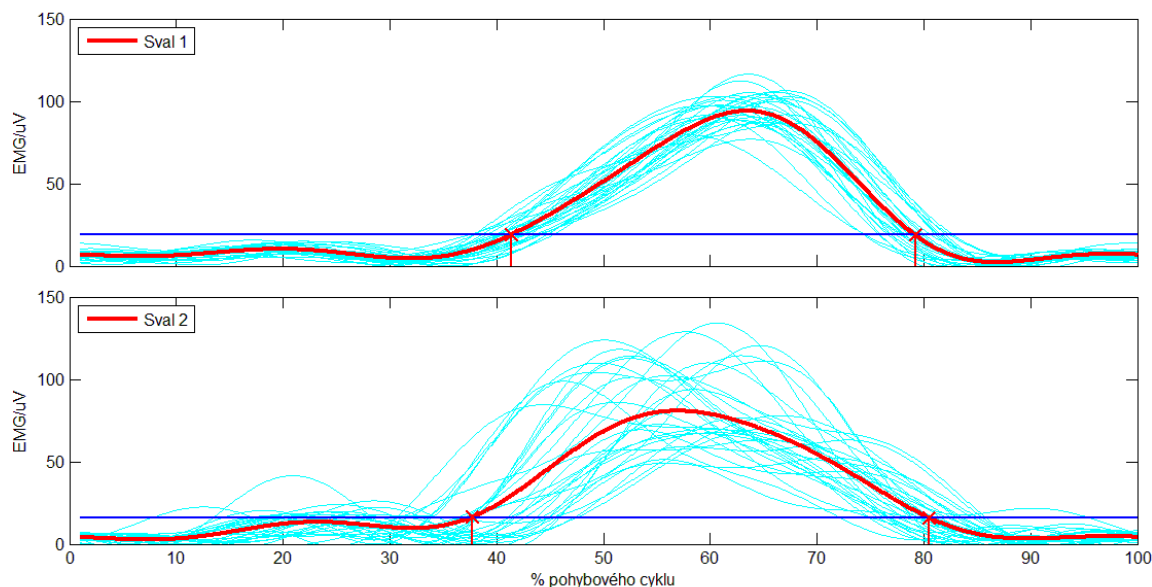
Sada B

V sadě B se pořadí aktivace i deaktivace sledovaných svalů měnilo, což je na obrázku 6-29 patrné jak z výsledků prahování obálky prováděného v jednotlivých pohybových cyklech (a), tak z výsledků trojúhelníkové metody (f). Průměrná poloha aktivace svalu 1 (svalu 2) ležela v 39,7 % (41,0 %) pohybového cyklu, zatímco pokles aktivity nastával průměrně v 78,9 % (78,5 %) cyklu. Z obrázku 6-29 (b) jsou zřetelné dosti velké směrodatné odchylky všech posloupností.



Obr. 6-29: Výsledky detekce svalové aktivity různými metodami (sada B): prahování úrovní 20 % v jednotlivých cyklech (a), průměrná poloha a směrodatná odchylka počátku a konce aktivity detekované prahováním (b), počátek a konec aktivity detekovaný prahováním průměrné obálky (c), pravděpodobné intervaly svalové aktivity na základě prahování úrovní 20 % v jednotlivých cyklech (d), souhrnné intervaly svalové aktivity včetně směrodatných odchylek počátků a konců při využití trojúhelníkové metody (e), polohy počátků a konců svalové aktivity při detekci trojúhelníkovou metodou v jednotlivých cyklech (f).

U trojúhelníkové detekce byl nástup detekován průměrně v 35,1 % (35,9 %) pohybového cyklu a pokles aktivity ležel v průměru v místě 80,1 % (83,1 %) cyklu.



Obr. 6-30: Interpolované obálky simulovaného elektromyografického signálu v sadě B (tenké křivky) a průměrná obálka (tlustou čarou). Vodorovná čára vyznačuje práh 20 % maxima průměrné obálky.

Na obrázku 6-30 si můžeme prohlédnout interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů. Větší rozptýl jednotlivých realizací obálek druhého svalu je v souladu s větším kolísáním polohy nástupu i konce jeho aktivity vyznačené na grafech 6-29 (a) a (f). Poloha nástupu detekovaná na průměrné obálce činí u svalů 1 (svalu 2) 41,4 % (37,7 %) cyklu, u poklesů je pak pořadí opačné: 79,2 % periody pro sval 1 a 80,5 % pro sval 2, jak vidíme i na 6-29 (c).

	Průměrné zpoždění svalů 2 za svaly 1 (% cyklu)		
	Detekce na průměrné obálce Prahování (c)	Detekce v periodách	
		Prahování, pravděpodobnost 50 % (d)	Trojúhelníková metoda, průměr (e)
Začátek aktivity	-3,7	-1,3	0,8
Konec aktivity	1,3	0,4	3,0

Tab. 6-14: Vzájemné zpoždění aktivit a deaktivací obou sledovaných svalů při použití různých metod. Výsledky pro sadu B; v záhlaví jsou uvedeny odkazy na jednotlivé části obrázku 6-29.

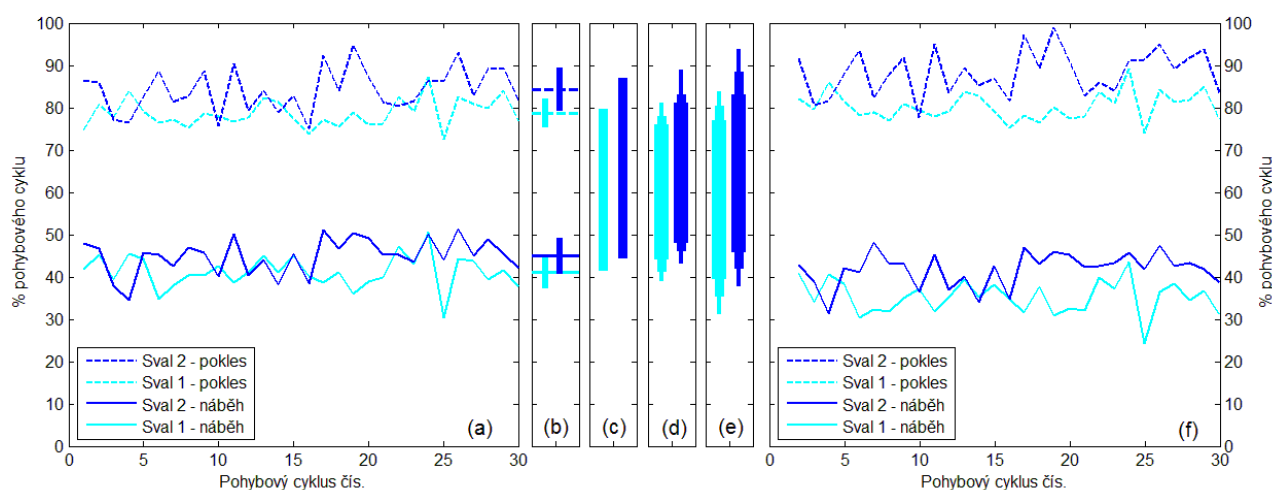
Rozdíly průměrných poloh náběhu a poklesu jsou uvedeny v tabulce 6-14. Můžeme si povšimnout, že trojúhelníková metoda detekovala náběhy i konce aktivity svalů 2 oproti svalům 1 v průměru později než zbylé dvě metody, což je patrné i z porovnání grafů 6-29 (a) a (f).

Je zřejmé, že analýza průměrných hodnot je pro tuto sadu signálů nedostatečná. Podle tabulky 6-14 sice oba svaly pracovaly téměř současně, ale ve skutečnosti je ve většině pohybových cyklů zřetelný vzájemný posun intervalů aktivity, a to až o 10 % pohybového cyklu, jak můžeme pozorovat

na grafech 6-29 (a) a (f). Detekce prováděná na průměrné obálce (obrázek 6-29 (c) a 6-30) je zcela neschopná odhalit tuto skutečnost, neboť uvádí pouze náskok nástupu svalu 2 a zpoždění poklesu jeho aktivity oproti svalu 1. Ze spodní části obrázku 6-30 je zřetelné, že realizace jednotlivých obálek elektromyografického signálu se značně liší a průměrný průběh vyznačený tlustou červenou čarou není pro většinu realizací reprezentativní. Používání této průměrné obálky k detekci počátku a konce svalové aktivity vede nevyhnutelně k nepřesným až chybným závěrům.

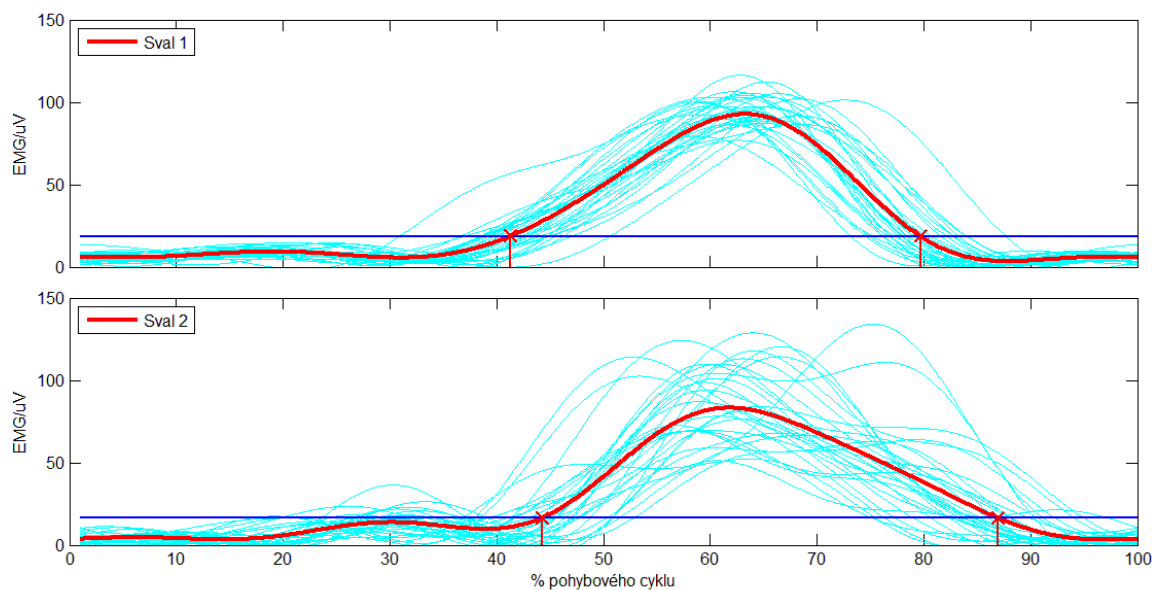
Naproti tomu souhrnné výsledky prahování i trojúhelníkové detekce prováděné v jednotlivých pohybových cyklech na obrázku 6-29 (d) a (e) zřetelně ukazují na velkou proměnlivost polohy nástupu i poklesu svalové aktivity – zejména u svalu 2. S ní souvisí různé pořadí aktivace a deaktivace obou svalů v jednotlivých pohybových cyklech. Proměnlivost je vyjádřena zašpičatělými konci čar vyznačujících intervaly svalové aktivity na grafech (d) a (e). Tyto zužující se úseky se u svalů 1 a 2 dokonce překrývají a poukazují na nutnost zkontrolovat polohu náběhů a poklesů v jednotlivých pohybových cyklech, tedy na grafu (a) či (f).

Sada C



Obr. 6-31: Výsledky detekce svalové aktivity různými metodami (sada C): prahování úrovní 20 % v jednotlivých cyklech (a), průměrná poloha a směrodatná odchylka počátku a konce aktivity detekované prahováním (b), počátek a konec aktivity detekovaný prahováním průměrné obálky (c), pravděpodobné intervaly svalové aktivity na základě prahování úrovní 20 % v jednotlivých cyklech (d), souhrnné intervaly svalové aktivity včetně směrodatných odchylek počátků a konců při využití trojúhelníkové metody (e), polohy počátků a konců svalové aktivity při detekci trojúhelníkovou metodou v jednotlivých cyklech (f).

V sadě C bylo pořadí svalové aktivace i deaktivace rovněž proměnlivé, ale jiným způsobem než v sadě B. Průměrná hodnota posloupnosti vyjadřující počátek aktivity svalu 1 (svalu 2) na obrázku 6-31 (a) dosahuje 41,2 % (44,5 %) cyklu. Průměrné okamžiky poklesu aktivity následují přibližně o 40 % cyklu později, konkrétně v 79,1 % (84,2 %) pohybového cyklu.



Obr. 6-32: Interpolované obálky simulovaného elektromyografického signálu v sadě C (tenké křivky) a průměrná obálka (tlustou čarou). Vodorovná čára vyznačuje práh 20 % maxima průměrné obálky.

Trojúhelníková metoda detekovala intervaly svalové aktivity opět poněkud delší, takže nástup aktivity svalu 1 (svalu 2) znázorněný na obrázku 6-31 (f) pozorujeme průměrně již ve 35,3 % (41,2 %) pohybového cyklu. Poklesy aktivity jsou posunuty opačným směrem, konkrétně na průměrné hodnoty 80,3 % (88,4 %).

Obrázek 6-32 zachycuje interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů. I v tomto případě vykazují jednotlivé realizace u svalu 2 poměrně velké odlišnosti, tentokrát jsou však oproti sadám A a B poněkud více rozptýlené i obálky u svalu 1. Náběh zjištěný prahováním průměrné obálky na obrázku 6-32 leží ve 41,3 % (44,3 %) pohybového cyklu, pokles aktivity nalezneme v 79,7 % (86,9 %) cyklu, čemuž odpovídají i polohy úseček na obrázku 6-31 (c).

	Průměrné zpoždění svalu 2 za svalem 1 (% cyklu)		
	Detekce na průměrné obálce	Detekce v periodách	
		Prahování (c)	Prahování, pravděpodobnost 50 % (d)
Začátek aktivity	3,0	3,8	6,5
Konec aktivity	7,2	5,6	8,0

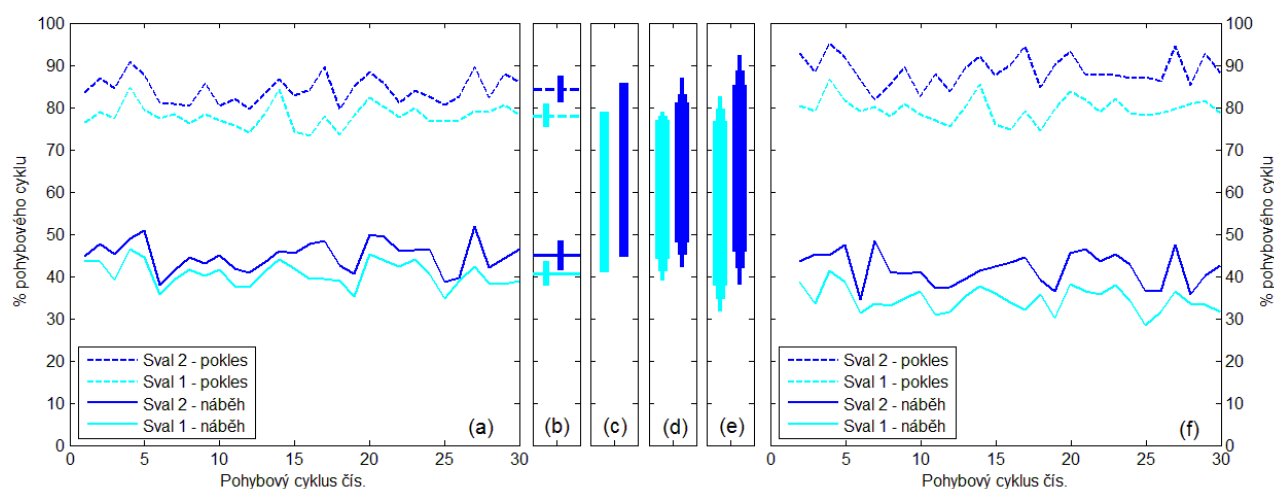
Tab. 6-15: Vzájemné zpoždění aktivací a deaktivací obou sledovaných svalů při použití různých metod. Výsledky pro sadu C; v záhlaví jsou uvedeny odkazy na jednotlivé části obrázku 6-31.

V tabulce 6-15 vidíme vzájemné odstupy průměrných okamžiků svalové aktivace či deaktivace různých metod. Opět je třeba podotknout, že byl-li by zvolen o něco nižší práh, počátek aktivity na průměrné obálce by u druhého svalu byl detekován již asi o 15 % pohybového cyklu dříve, jak můžeme vidět na obrázku 6-32. Tím by byl ovlivněn i číselný výsledek v prvním sloupci.

Jakkoliv detekce provedená na průměrné obálce naznačuje zpoždění druhého svalu o 3,0 % cyklu při počátku kontrakce a dokonce o 7,2 % cyklu při uvolnění, z grafů 6-31 (a) i (f) je jasné patrné, že v mnoha pohybových cyklech pracují oba svaly současně, či se pořadí aktivace nebo deaktivace dokonce prohodí. Výsledky poskytnuté průměrnou obálkou a znázorněné na obrázku 6-31 (c) tuto skutečnost nijak nenaznačují. Naproti tomu souhrnné znázornění prahování v jednotlivých cyklech (obrázek 6-31 (d)) nebo trojúhelníkové metody aplikované rovněž v jednotlivých pohybových cyklech (obrázek 6-31 (e)) jasně poukazuje na velkou proměnlivost intervalů svalové aktivity, a to zejména u svalu 2. Konce čáry vyznačující svalovou aktivitu jsou výrazně zašpičatělé, což v případě grafu (e) dokládá vysokou směrodatnou odchylku posloupnosti náběhů či poklesů aktivity v jednotlivých cyklech. Pozorovatel je tímto opět odkázán na graf 6-31 (a) či (f), na němž jsou rozdíly v pořadí aktivací i deaktivací svalů jasně zřetelné.

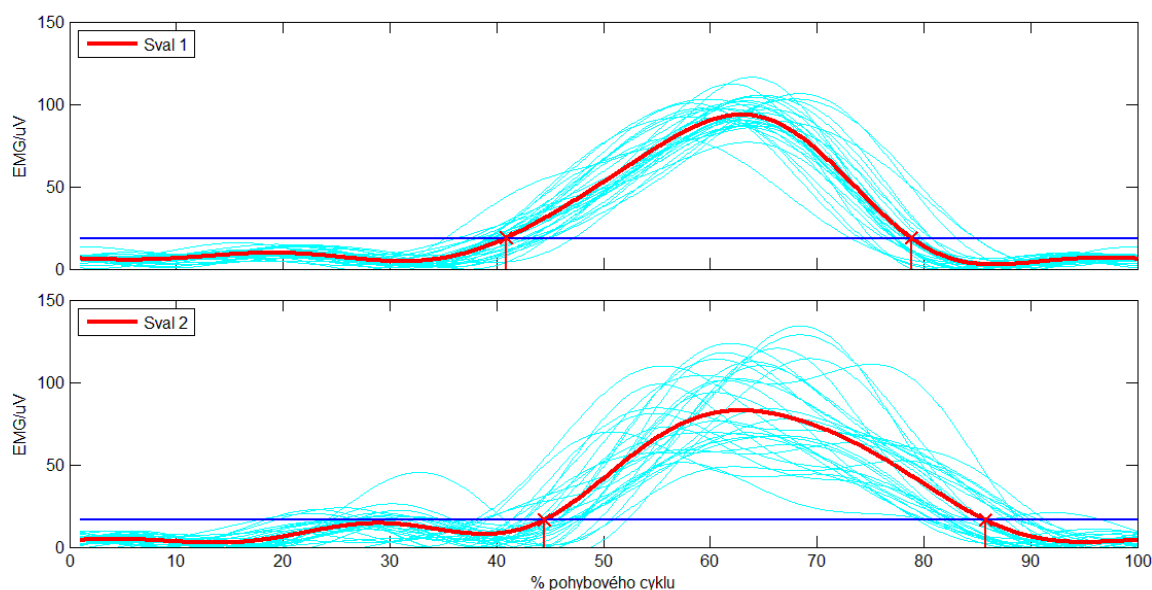
Sada D

V sadě D si můžeme ihned povšimnout velké proměnlivosti poloh nástupů a konců svalové aktivity, která ale tentokrát není doprovázena žádnými změnami v pořadí obou svalů. Při prahování obálky elektromyografického signálu v jednotlivých pohybových cyklech (obrázek 6-33 (a)) je počátek aktivity svalu 1 (svalu 2) pozorován průměrně ve 40,6 % (44,9 %) pohybového cyklu, konec pak v 78,1 % (84,2 %) cyklu.



Obr. 6-33: Výsledky detekce svalové aktivity různými metodami (sada D): prahování úrovní 20 % v jednotlivých cyklech (a), průměrná poloha a směrodatná odchylka počátku a konce aktivity detekované prahováním (b), počátek a konec aktivity detekovaný prahováním průměrné obálky (c), pravděpodobné intervaly svalové aktivity na základě prahování úrovní 20 % v jednotlivých cyklech (d), souhrnné intervaly svalové aktivity včetně směrodatných odchylek počátků a konců při využití trojúhelníkové metody (e), polohy počátků a konců svalové aktivity při detekci trojúhelníkovou metodou v jednotlivých cyklech (f).

Trojúhelníková metoda opět v porovnání s prahováním úrovní 20 % detekovala poněkud delší intervaly svalové aktivity, jež sahají od průměrné hodnoty 34,6 % (41,4 %) po 79,6 % (88,7 %) pohybového cyklu.



Obr. 6-34: Interpolované obálky simulovaného elektromyografického signálu v sadě D (tenké křivky) a průměrná obálka (tlustou čarou). Vodorovná čára vyznačuje práh 20 % maxima průměrné obálky.

Podobně jako v předchozích sadách jsou i zde značné odlišnosti v realizacích obálky druhého svalu v jednotlivých pohybových cyklech, jak lze sledovat na obrázku 6-34. Průměrná obálka překračuje 20 % maxima mezi 40,9 % a 78,9 % pohybového cyklu u prvního svalu, resp. 44,5 % a 85,8 % u druhého svalu.

	Průměrné zpoždění svalu 2 za svalem 1 (% cyklu)		
	Detekce na průměrné obálce	Detekce v periodách	
		Prahování (c)	Prahování, pravděpodobnost 50 % (d)
Začátek aktivity	3,6	4,3	7,2
Konec aktivity	6,9	6,2	9,1

Tab. 6-16: Vzájemné zpoždění aktivací a deaktivací obou sledovaných svalů při použití různých metod. Výsledky pro sadu D; v záhlaví jsou uvedeny odkazy na jednotlivé části obrázku 6-33.

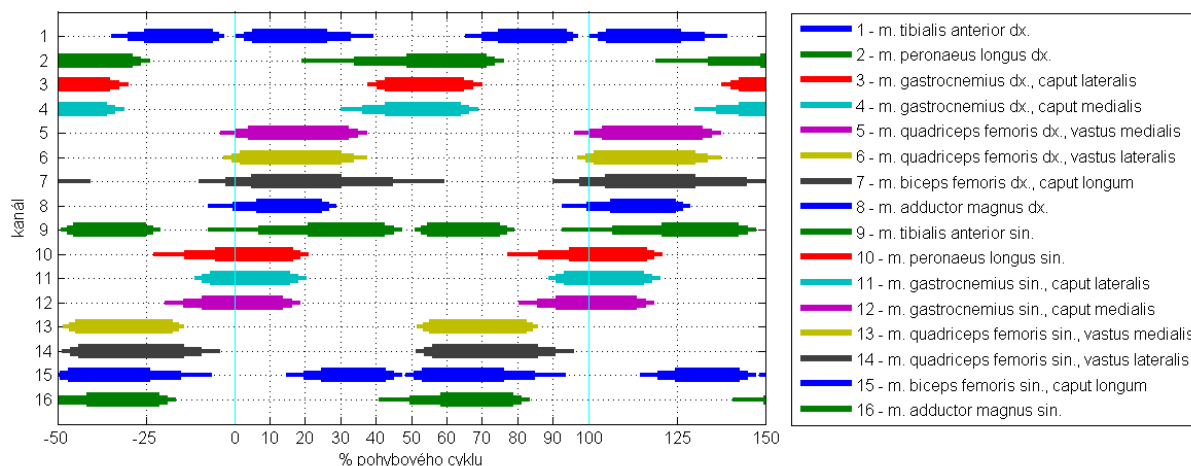
Tabulka 6-16 shrnuje rozestupy mezi kontrakcemi obou svalů při uvažování zmíněných průměrných výsledků. Stojí za povšimnutí, že tyto hodnoty jsou velmi podobné číslům uváděným v tabulce 6-15 u sady C, přestože co do pořadí aktivací svalů se obě sady zásadně liší.

Při pohledu na souhrnné znázornění výsledků detekcí prováděných v jednotlivých pohybových cyklech na obrázku 6-33 (d) a (e) si opět musíme povšimnout špičatých zakončení čar vyznačujících intervaly svalové aktivity. Také v tomto případě je tím vyjádřena velká proměnlivost poloh nástupů i poklesů svalové aktivity a nutnost kontroly grafu 6-33 (a) nebo (f).

Závěr: Můžeme konstatovat, že ani jeden ze způsobů vyjádření souhrnných výsledků (části (b) až (e) v obrázcích 6-27, 6-29, 6-31 a 6-33) není schopen postihnout odlišnosti mezi sadami C a D. Zpoždění mezi průměrným náběhem i poklesem aktivity obou svalů bylo v těchto sadách téměř stejné a také směrodatné odchylky obou údajů dosahovaly podobných hodnot. Nicméně v sadě C se pořadí nástupu i poklesu svalové aktivity mění, zatímco v sadě D nikoliv. Tyto odlišnosti je možné vyčíst pouze z grafu znázorňujícího polohy detekovaných bodů v jednotlivých pohybových cyklech. Souhrnné výsledky získané z trojúhelníkové detekce i z prahování v jednotlivých periodách také v tomto případě zřetelně indikují velkou proměnlivost poloh nástupů i poklesů aktivity, zatímco detekce provedená na průměrné obálce elektromyografického signálu není schopna poskytnout ani tuto informaci.

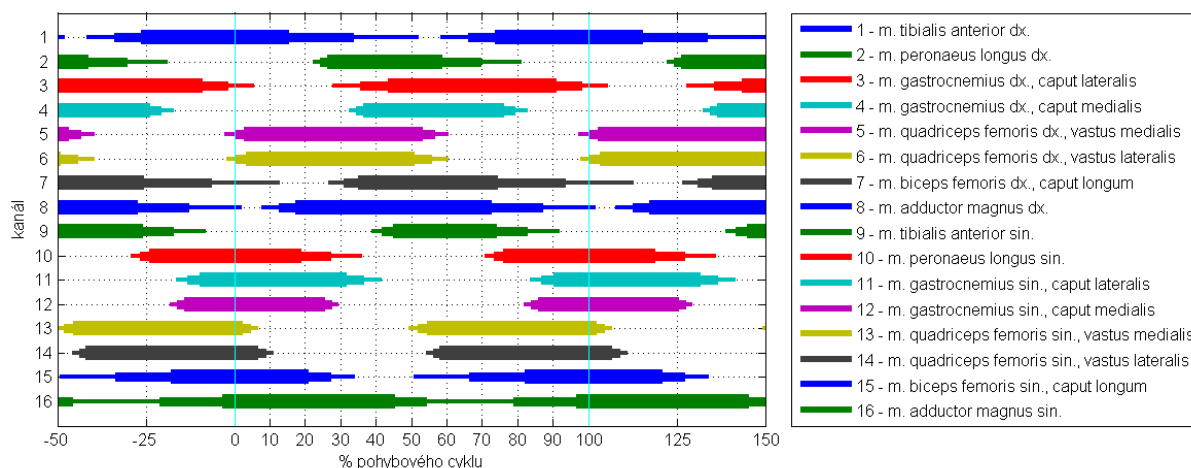
7 Příklad analýzy výsledků detekce svalové aktivity

V této kapitole je uvedeno porovnání svalové koordinace při chůzi a při jízdě na kole na tréninkových válcích. K porovnání jsme využili signály subjektu číslo 3 (muž, profesionální cyklista), ze sady 2011_1208 – Bačáková; zpracované signály z jízdy na kole byly pořízeny s tretry číslo 1.



Obr. 7-1: Průměrné intervaly svalové aktivity při chůzi (sada 2011_1208 – Bačáková, subj. 3).

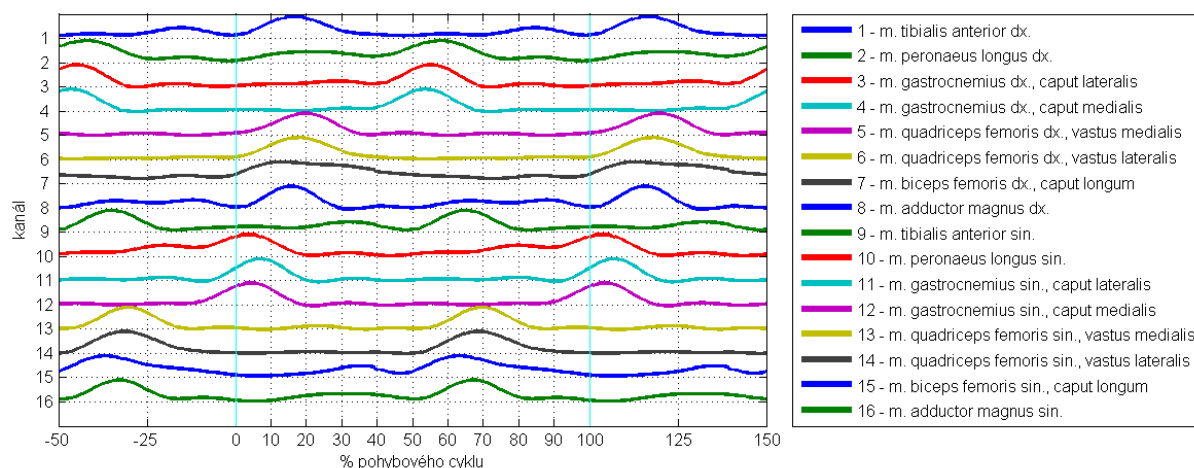
Detekce byla provedena trojúhelníkovou metodou na obálce elektromyografického signálu získané průchodem dolní propustí s hranicí propustného pásma na kmitočtu 4,5 Hz a útlumem nepropustného pásma 50 dB (filtr FIR délky 1001 koeficientů při vzorkovací frekvenci 1 kHz).



Obr. 7-2: Průměrné intervaly svalové aktivity při jízdě na kole (sada 2011_1208 – Bačáková, subj. 3, tretry čís. 1).

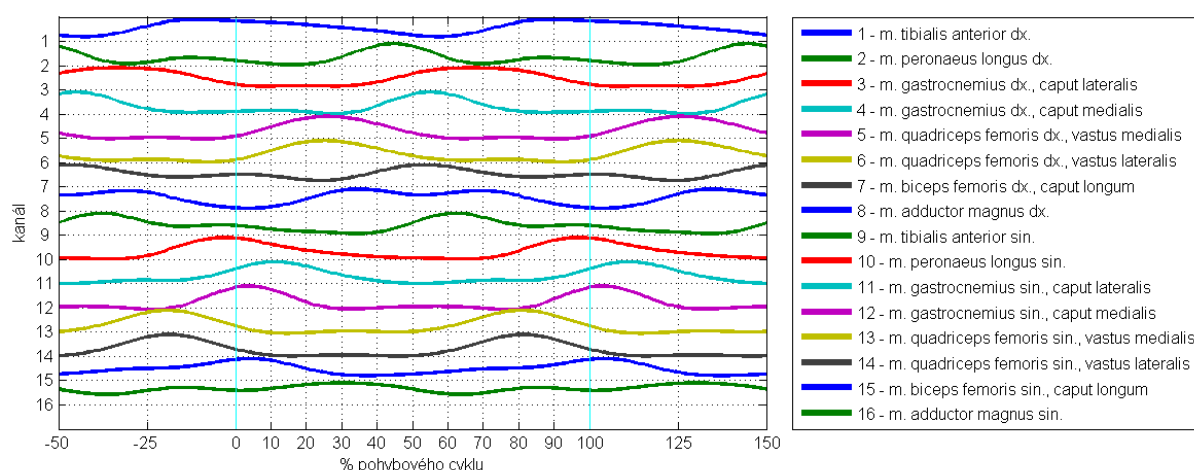
Z obrázků 7-1 a 7-2 jsou patrné významné rozdíly v činnosti svalů peroneus longus, gastrocnemius, a quadriceps femoris – vastus medialis a vastus lateralis (čís. 2 až 6 v případě pravé

dolní končetiny (10 až 14 u levé dolní končetiny)) při chůzi a při jízdě na kole. Při chůzi nastává kontrakce lýtkových svalů peroneus longus a gastrocnemius (čís. 2, 3 a 4 (10, 11 a 12)) teprve v okamžiku uvolnění obou sledovaných částí svalu quadriceps femoris (vastus medialis – čís. 5 (13) a vastus lateralis – čís. 6 (14) ve stehenní části končetiny.



Obr. 7-3: Aktivační profily (normované průměrné obálky elektromyografického signálu) při chůzi (sada 2011_1208 – Bačáková, subj. 3).

Naproti tomu při jízdě na kole můžeme sledovat významný překryv aktivity uvedených svalů: z obrázku 7-2 je patrné, že m. peroneus longus (čís. 2 (10)) se aktivuje již během první poloviny intervalu svalové aktivity m. quadriceps femoris (čís. 5 a 6 (13 a 14)). Kontrakce m. gastrocnemius (čís. 3 a 4 (11 a 12)) nastává o něco později, avšak ještě před koncem druhé třetiny intervalu aktivity m. quadriceps femoris (čís. 5 a 6 (13 a 14)).



Obr. 7-4: Aktivační profily (normované průměrné obálky elektromyografického signálu) při jízdě na kole (sada 2011_1208 – Bačáková, subj. 3, tretry čís. 1).

Uvedené skutečnosti jsou zřetelné i z tabulek 7-1 a 7-2. Na obrázcích 7-3 a 7-4 můžeme pozorovat aktivační profily v podobě normovaných průměrných obálek elektromyografického signálu.

	Začátek aktivity		Konec aktivity		Trvání aktivity	
	průměr (% pohybového cyklu)	std. (% pohybového cyklu)	průměr (% pohybového cyklu)	std. (% pohybového cyklu)	průměr (% pohybového cyklu)	std. (% pohybového cyklu)
1. m. tibialis anterior dx.	2,8 (69,9)	2,4 (4,6)	32,6 (95,4)	6,7 (1,6)	55,3	8,6
2. m. peroneus longus dx.	34,0	14,8	73,5	2,4	39,5	15,0
3. m. gastrocnemius dx., caput lateralis	40,1	2,5	67,2	2,6	27,1	3,7
4. m. gastrocnemius dx., caput medialis	36,3	6,3	66,2	2,5	29,9	6,7
5. m. quadriceps femoris dx., vastus medialis	0,0	3,8	34,7	2,7	34,7	4,7
6. m. quadriceps femoris dx., vastus lateralis	99,2	2,4	33,7	3,7	34,4	4,4
7. m. biceps femoris dx., caput longum	97,4	7,4	44,5	14,5	47,1	16,3
8. m. adductor magnus dx.	99,4	6,9	26,7	2,1	27,3	7,2
9. m. tibialis anterior sin.	52,7 (6,7)	1,8 (14,2)	76,9 (44,9)	2,0 (2,4)	62,4	14,6
10. m. peroneus longus sin.	85,9	8,7	18,5	2,1	32,7	9,0
11. m. gastrocnemius sin., caput lateralis	91,0	2,1	17,8	2,3	26,8	3,1
12. m. gastrocnemius sin., caput medialis	85,7	5,2	16,0	2,4	30,3	5,7
13. m. quadriceps femoris sin., vastus medialis	53,3	1,7	84,1	1,6	30,8	2,3
14. m. quadriceps femoris sin., vastus lateralis	53,6	2,3	90,6	5,1	37,0	5,6
15. m. biceps femoris sin., caput longum	50,8 (19,6)	2,4 (4,9)	84,7 (44,9)	8,8 (2,4)	59,2	10,6
16. m. adductor magnus sin.	49,5	8,8	81,1	2,3	31,5	9,1

Tab. 7-1: Průměrné počátky, konce a délky intervalů svalové aktivity při chůzi (sada 2011_1208 – Bačáková, subj. 3). U svalů v kanálech čís. 1, 9 a 15 byly detekovány dva intervaly svalové aktivity během každého pohybového cyklu; údaje v závorce se týkají druhého z intervalů.

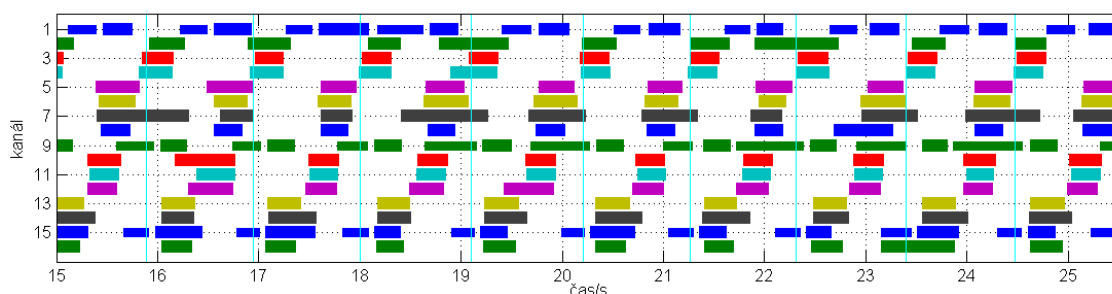
Pokud jde o délku intervalů svalové aktivity, je téměř ve všech případech delší při jízdě na kole než při chůzi. Během jízdy na kole jsou sledované svaly aktivní průměrně po dobu 56,2 % délky pohybového cyklu, zatímco při chůzi je aktivita detekována průměrně jen po 37,9 % délky pohybového cyklu.

Výjimku tvoří pouze m. tibialis anterior sin. (čís. 9), u nějž je interval aktivity detekovaný při jízdě na kole o třetinu kratší než při chůzi. Zajímavé je, že u téhož svalu na pravé končetině (čís. 1) je aktivita při jízdě na kole naopak o pětinu delší než při chůzi. Při pátrání po příčině je třeba zaměřit se na grafy na obrázcích 7-3 a 7-4. Během chůze jsou aktivační profily m. tibialis anterior (čís. 1 a 9) na levé i pravé končetině velmi podobné a odpovídají i průběhům publikovaným v WAN06: hlavní kontrakci předchází slabší aktivace oddělená úsekem o nízké amplitudě signálu. Tomu odpovídají i dva intervaly svalové aktivity detekované trojúhelníkovou metodou a znázorněné na obrázku 7-1. Nicméně průměrné délky intervalů svalové aktivity již vykazují při porovnání levé a pravé strany významnější odlišnost (55,3 vs. 62,4 % pohybového cyklu) a směrodatná odchylka (8,6 a 14,6 % pohybového cyklu) napovídá, že k souhrnným výsledkům je třeba přistupovat opatrně.

	Začátek aktivity		Konec aktivity		Trvání aktivity	
	průměr	std.	průměr	std.	průměr	std.
	(% pohybového cyklu)		(% pohybového cyklu)		(% pohybového cyklu)	
1. m. tibialis anterior dx.	66,0	7,6	33,6	18,2	67,6	19,7
2. m. peroneus longus dx.	24,2	2,1	69,8	11,2	45,6	11,4
3. m. gastrocnemius dx., caput lateralis	35,6	8,0	98,0	7,3	62,4	10,8
4. m. gastrocnemius dx., caput medialis	34,6	2,0	79,3	3,4	44,7	3,9
5. m. quadriceps femoris dx., vastus medialis	0,0	2,8	56,6	3,6	56,6	4,5
6. m. quadriceps femoris dx., vastus lateralis	0,6	2,7	55,5	4,8	55,0	5,5
7. m. biceps femoris dx., caput longum	30,9	4,3	93,4	19,3	62,5	19,7
8. m. adductor magnus dx.	12,6	4,8	87,2	14,6	74,6	15,4
9. m. tibialis anterior sin.	41,8	3,0	82,8	8,8	41,0	9,3
10. m. peroneus longus sin.	73,5	2,7	27,3	8,7	53,8	9,0
11. m. gastrocnemius sin., caput lateralis	86,9	3,3	36,5	5,0	49,6	6,0
12. m. gastrocnemius sin., caput medialis	83,8	2,0	27,4	1,9	43,6	2,8
13. m. quadriceps femoris sin., vastus medialis	51,9	2,7	104,4	2,2	52,5	3,4
14. m. quadriceps femoris sin., vastus lateralis	56,1	1,9	8,8	2,1	52,6	2,8
15. m. biceps femoris sin., caput longum	66,5	15,6	27,3	6,6	60,8	17,0
16. m. adductor magnus sin.	78,8	17,9	54,3	8,9	75,4	20,0

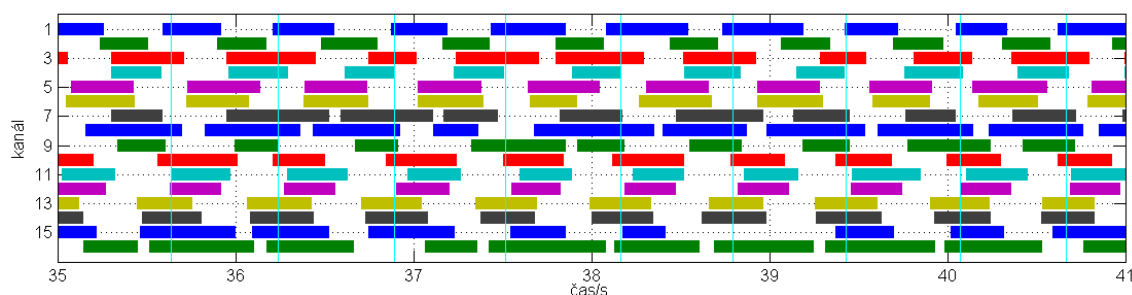
Tab. 7-2: Průměrné počátky, konce a délky intervalů svalové aktivity při jízdě na kole při jízdě na kole (sada 2011_1208 – Bačáková, subj. 3, tretry čís. 1).

Větší rozdíly ovšem nalezneme u signálů z jízdy na kole: 67,6 vs. 41,0 % pohybového cyklu coby délky intervalu aktivity m. tibialis anterior na obou stranách těla. Také směrodatné odchylky 19,7 a 9,3 % pohybového cyklu naznačují, že realizace v jednotlivých cyklech se mohou značně lišit od průměru. Aktivační profily v kanálech 1 a 9 na obrázku 7-4 mají dosti odlišný průběh: zatímco u kanálu 1 převládá konkávní průběh obklopující jedno lokální maximum, v kanálu 9 si můžeme povšimnout dvou lokálních maxim. Příčinu těchto odlišností můžeme připsat anatomické či koordinační nesymetrii probanda nebo rozdílnému umístění elektrod, které se více projevilo při jízdě na kole. Zároveň lze konstatovat, že velmi pozvolný průběh aktivačního profilu m. tibialis anterior při jízdě na kole je z hlediska detekce počátku a konce svalové aktivity problematický, což naznačují i velké směrodatné odchylky příslušných údajů v tabulce 7-2, resp. špičatá zakončení intervalů v kanálech 1 a 9 vyznačených na obrázku 7-2.



Obr. 7-5: Intervaly svalové aktivity v jednotlivých pohybových cyklech při chůzi (výřez části záznamu; sada 2011_1208 - Bačáková, subj. 3).

Při posuzování opakovatelnosti schématu svalové aktivace a proměnlivosti pořadí svalové aktivace a deaktivace je třeba sledovat tvar zakončení čar vyznačujících intervaly svalové aktivity v souhrnných grafech na obrázcích 7-1 a 7-2. Jako příklad můžeme uvést náběh obou hlav svalu gastrocnemius – lateralis a medialis (čís. 3 a 4) – na pravé končetině při jízdě na kole. Podle souhrnných výsledků v tabulce 7-2 nastává nástup aktivity m. gastrocnemius caput lateralis průměrně 1,0 % pohybového cyklu po aktivaci caput medialis. Nicméně oba průměrné náběhy jsou vypočteny z posloupnosti hodnot s nezanedbatelnou směrodatnou odchylkou – zejména v případě caput lateralis, jak naznačuje výrazně zašpičatělý počátek čáry v kanálu 3 na obrázku 7-2. Při pohledu na obrázek zachycující svalovou aktivitu během celého záznamu (tj. bez průměrování; obrázek 7-6) zjistíme, že v některých pohybových cyklech náběh m. gastrocnemius caput medialis předchází náběhu caput lateralis, jak naznačují průměrné hodnoty nástupů, zatímco v jiných pohybových cyklech je pořadí opačné.



Obr. 7-6: Intervaly svalové aktivity v jednotlivých pohybových cyklech při jízdě na kole (výřez části záznamu; sada 2011_1208 - Bačáková, subj. 3, tretry čís. 1).

Některé okraje čar vyznačujících svalovou aktivitu na obrázcích naznačují 7-1 a 7-2 dokonce ještě vyšší proměnlivost polohy nástupu a/nebo poklesu svalové aktivity – například u m. biceps femoris caput longum (kanály čís. 7 a 15) nebo m. adductor magnus (čís. 8 a 16). Tato nepravidelná činnost svalů je patrná rovněž z detailních grafů na obrázcích 7-5 a 7-6.

Uvedená detailní analýza je možná jedině zásluhou detekce prováděné v jednotlivých pohybových cyklech. Detekce nástupu či poklesu svalové aktivity prováděná na průměrné obálce elektromyografického signálu není schopna poskytnout informaci o opakovatelnosti a spolehlivosti schématu svalové aktivace, jak již bylo řečeno v části o simulovaných elektromyografických signálech.

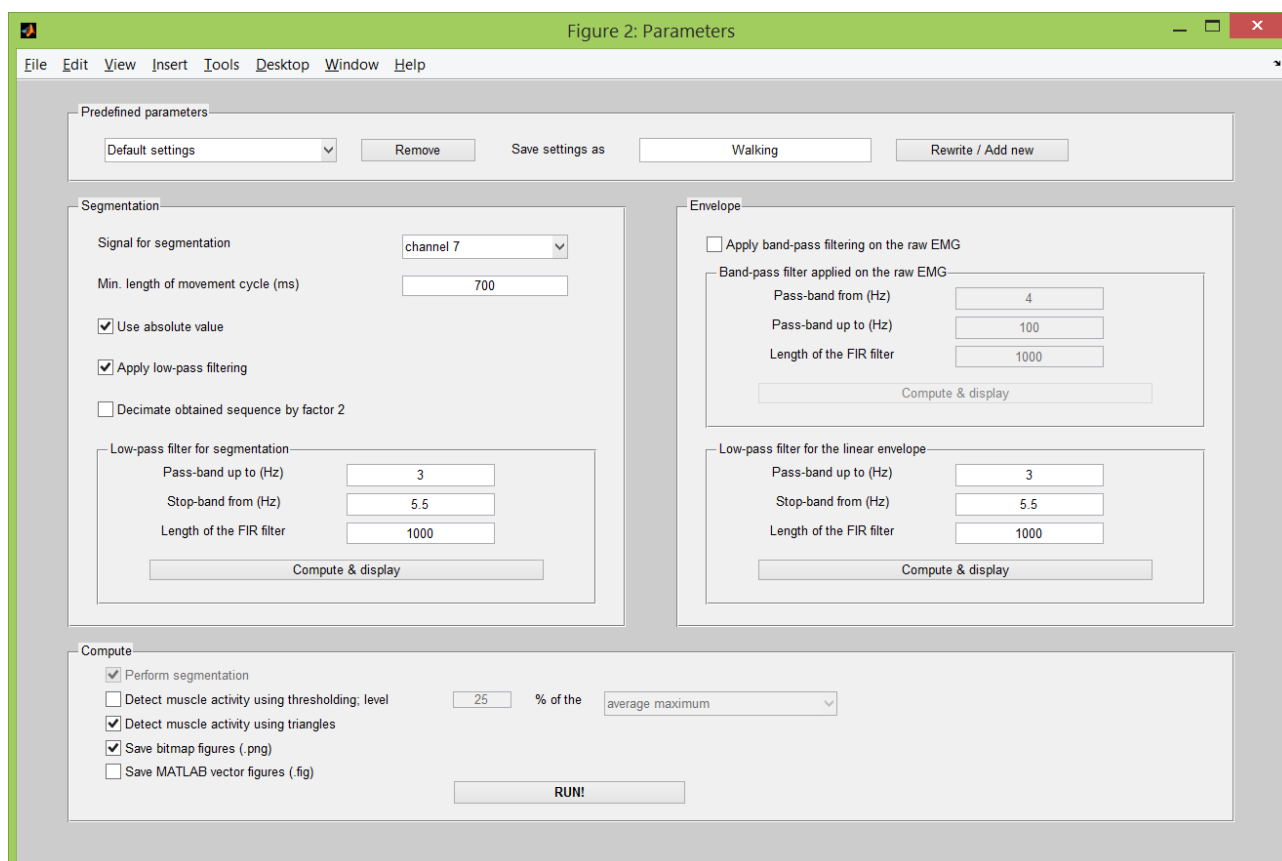
8 Soubory pro analýzu elektromyografických signálů v prostředí MATLAB

Pro pohodlnou analýzu elektromyografických záznamů jsme připravili sadu souborů pro prostředí MATLAB. V nich jsou implementovány popsané algoritmy přinášející všechny uvedené výhody. Pro zadávání parametrů je k dispozici grafické uživatelské rozhraní v anglickém jazyce. Prostřednictvím systému je možné zpracovávat vícekanálové elektromyografické signály naměřené při různých periodických pohybech – chůzi, běhu, jízdě na kole, jízdě na běžkách, veslování apod.



Obr. 8-1: První okno s grafickým znázorněním načtených signálů a zadáním počátku a konce zpracovávaného úseku.

Elektromyografické signály a segmentační signál se načítá ve formě textového souboru. Po spuštění souboru EMG_gui.p je třeba zadat v prvním okně na obrázku 8-1 vzorkovací kmitočet a načíst signály. Volitelně lze načíst i textový soubor s popisky jednotlivých kanálů a vyplnit označení subjektu a pohybové aktivity, které se má objevit v nadpisech výsledných grafů. Všechny načtené kanály se zobrazí a uživatel může vymezit rozsah zpracovávaného úseku, tedy vyloučit počáteční a koncové úseky neobsahující ustálený pohyb.



Obr. 8-2: Druhé okno s nastavením parametrů segmentace a detekce svalové aktivity.

Po stisknutí tlačítka „Set parameters“ se zobrazí další okno zachycené na obrázku 8-2, jež umožňuje nastavení všech potřebných voleb. Uživatel může načíst a případně změnit sadu uložených předvoleb nebo vytvořit a uložit zcela novou sadu vyhovující právě zpracovávaným signálům. Pro segmentaci na jednotlivé pohybové cykly lze zvolit kanál se segmentačním signálem, nejmenší očekávanou délku pohybového cyklu a v případě potřeby je možné i zapnout filtraci. V dalších sekcích se upravují volby týkající se manipulace s elektromyografickým signálem, zejména výpočtu obálky.

Uživatel si může zvolit metodu detekce svalové aktivity: prahování nebo trojúhelníkovou detekci na obálce. Po prvotním nastavení parametrů pro nově zpracovávaný signál se doporučuje nejprve spustit samotnou segmentaci a zkontrolovat, zda jsou správně nalezeny jednotlivé pohybové cykly.

Systém poskytuje následující grafické výstupy:

- segmentační signál, filtrovaný segmentační signál, polohy nalezených rozhraní pohybových cyklů, graf délek pohybových cyklů (viz Příloha C: Grafické výstupy výpočetního systému pro MATLAB, obrázek 2),

- interpolované obálky elektromyografického signálu, průměrnou obálku elektromyografického signálu a oblasti hledání minim a maxim při trojúhelníkové detekci (pro každý kanál zvlášť; viz Příloha C: Grafické výstupy výpočetního systému pro MATLAB, obrázky 4, 5 a 9),
- příklady detekovaných náběhů a poklesů svalové aktivity vyznačených v původním elektromyografickém signálu a jeho obálce pro ověření kvality detekce (viz Příloha C: Grafické výstupy výpočetního systému pro MATLAB, obrázek 6),
- graf znázorňující intervaly svalové aktivity v celé délce záznamu (viz Příloha C: Grafické výstupy výpočetního systému pro MATLAB, obrázky 7 a 11),
- souhrnný graf znázorňující průměrné intervaly svalové aktivity a vyjadřující i proměnlivost poloh náběhů a poklesů svalové aktivity v jednotlivých kanálech (viz Příloha C: Grafické výstupy výpočetního systému pro MATLAB, obrázky 8 a 10).

Soubory byly testovány v prostředí MATLAB R2012b a jsou dostupné na stránkách <http://sami.feld.cvut.cz/> společně s příkladem vícekanálového elektromyografického signálu a stručnou příručkou a anglickém jazyce.

9 Shrnutí, přínosy práce

Schémata svalové koordinace patří mezi základní podklady používané při výzkumu lidského pohybu. Nenahraditelnou metodou k jejich získání je elektromyografie.

Analýzou vlivu průměrování obálky elektromyografického signálu z jednotlivých pohybových cyklů před vyhodnocováním svalové koordinace jsme došli k poznatku, že tento rozšířený postup může způsobovat ztrátu významných informací. Proto jsme navrhli řešení založené na statistickém vyhodnocení průběhu svalové aktivity v jednotlivých cyklech. Kromě číselných údajů jsou výstupem algoritmu i přehledné grafy znázorňující mimo jiné průměrnou svalovou koordinaci, ovšem se zřetelným vyznačením problematických míst, která je třeba analyzovat pohledem do grafů zachycujících svalovou aktivitu v jednotlivých pohybových cyklech.

V práci rozvíjíme a podrobně analyzujeme detekci svalové aktivity prahováním obálky elektromyografického signálu. Jako alternativu předkládáme a rovněž detailně hodnotíme trojúhelníkovou metodu založenou na analýze tvaru obálky. Tato metoda využívá unikátní kombinaci posouzení průměrného průběhu obálky s detekcí prováděnou v jednotlivých pohybových cyklech. Mezi jejími výstupy nalezneme počet intervalů svalové aktivity v pohybovém cyklu a průměrné polohy začátků a konců těchto intervalů doplněné o směrodatné odchylky. Tyto údaje umožňují vztáhnout polohy náběhů a poklesů svalové aktivity k libovolnému referenčnímu svalu a zároveň poskytují informaci o spolehlivosti výsledků.

Porovnání souhrnných výsledků prahování modifikovaného pro detekci v jednotlivých pohybových cyklech a trojúhelníkové metody je omezené skutečností, že výsledky prahování závisí na zvolené úrovni prahu. Při volbě hodnoty 25 % maxima náležející mezi obvykle používané úrovně jsme ovšem došli k závěru, že schémata svalové koordinace i přes zcela odlišné matematické pozadí obsahují podobné informace. Číselné výstupy trojúhelníkové metody jsou však snáze interpretovatelné a výhodnější pro další matematické zpracování.

Nedílnou součástí vytvořených algoritmů je i předzpracování v podobě segmentace a interpolace signálů. Kromě segmentace vycházející ze záznamu mechanické veličiny jsme používali i ojedinělou metodu založenou na elektromyografickém signálu, přičemž ukazujeme, že oba přístupy mohou poskytovat srovnatelné výsledky. V souvislosti s kolísáním délky pohybových cyklů navrhuje použít pružnou interpolaci namísto obvyklé interpolace lineární.

Všechny algoritmy byly vyvíjeny a průběžně ověřovány při zpracování elektromyografických signálů naměřených při nejrůznějších aktivitách: chůzi, běhu, běhu na lyžích, jízdě na kole,

veslování, výpadech v šermu, odpalech míčku ve florbale apod. Celkem byly zpracovány náměry pořízené přibližně na stovce osob. Mnohé výsledky se staly součástí diplomových prací či odborných článků sepsaných studenty University Karlovy v Praze, Fakulty tělesné výchovy a sportu.

Implementaci vyvinutých algoritmů jsme zveřejnili ke stažení ve formě šifrovaných souborů pro výpočetní systém MATLAB. Popis trojúhelníkové detekční metody a její porovnání s prahováním bylo publikováno v impaktovaném časopise; statě o předzpracování signálů se staly obsahem několika konferenčních příspěvků.

Vytvořený komplex algoritmů lze dále rozvíjet, a to jak po implementační stránce, tak z hlediska funkce. Nabízí se možnost automatického výběru kanálu použitého pro segmentaci a samočinné vyhledání částí náměru obsahujících periodický pohyb. Praktické využití by mohlo najít i rozhraní určené pro přímý vstup segmentačních značek získaných z videozáznamu pohybu. V ideálním případě by se nemuselo jednat jen o značky rozdělující celé pohybové cykly (příp. poloviny pohybových cyklů), ale identifikující i dílčí části pohybu, což by vedlo k přesnější segmentaci a interpolaci signálu.

Mezi fyziologicky hodnotné výstupy by zajisté patřilo sdružení a porovnání průběhů svalové aktivity pozorované u téhož svalu na opačných stranách těla. Za tím účelem by bylo vhodné zavést veličinu a grafický výstup umožňující snadné posouzení asymetrie při provádění pohybu.

Seznam literary

- [FRI08] C. Frigo, P. Crenna. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art. *Clinical Biomechanics* 2009; 24, No. 3: .
- [SUB13] A. Subasi. Classification of EMG signals using PSO optimized SVM for diagnosis of neuromuscular disorders. *Computers in Biology and Medicine* 2013; 43: .
- [ARS09] Y. Z. Arslan, M. A. Adli, A. Akan, M. B. Baslo. Prediction of externally applied forces to human hands using frequency content of surface EMG signals. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2010; 98: .
- [HU05] X. Hu, Z. Wang, X. Ren. Classification of surface EMG signal using relative wavelet packet energy. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2005; 79: .
- [MIC01] S. Micera, G. Vannozzi, A. M. Sabatini, P. Dario. Improving detection of muscle activation intervals. *IEEE Engineering in Medicine and Biology* November/December 2001; : 38-46.
- [PRI02] B. Prilutsky, V. M. Zatsiorsky. Optimization-based models of muscle coordination. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 2002 January; : 1-13.
- [OLI09] A. S. C. Oliveira, M. Gonçalves. EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: Effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; 19: 295-303.
- [CIF09] M. Cifrek, V. Medved, S. Tonković, S. Ostojić. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics* 2009; 24: 327-340.
- [KLE98] R. F. M. Kleissen, J. H. Buurke, J. Harlaar, G. Zilvold. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait and Posture* 1998; 8: 143-158.
- [PFU03] H. Pfützner. *Angewandte Biophysik*. Springer. 2003.
- [HUG10] F. Hug. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011; 21, No. 1: 1-12.
- [WEB06] . *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*. John G. Webster. 2006.
- [BIL05] F. Billaut, F. A. Basset, G. Falgairette. Muscle coordination changes during intermittent

cycling sprints. *Neuroscience Letters* 2005; 380: 265-269.

- [DOR08] S. Dorel, A. Couturier, F. Hug. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18: 857-865.
- [ALL02] G. T. Allison. Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13: 209-216.
- [LEE09] J. Lee, H. Ko, S. Lee, H. Lee, Y. Yoon. Detection technique of muscle activation intervals for sEMG signals based on the Empirical Mode Decomposition. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS September 2–6, 2009; : 336-339.
- [LI07] X. Li, P. Zhou, A. S. Aruin. Teager-Kaiser energy operation of surface EMG improves muscle activity onset detection. *Annals of Biomedical Engineering* 2007; 35, No. 9: 1532-1538.
- [XU13] Q. Xu, Y. Quan, L. Yang, J. He. An adaptive algorithm for the determination of the onset and offset of muscle contraction by EMG signal processing. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2013; 21, No. 1: 65-73.
- [VAI10] L. Vaisman, J. Zariffa, M. R. Popovic. Application of singular spectrum-based change-point analysis to EMG-onset detection. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010; 20: 750-760.
- [STY03] A. P. Stylianou, C. W. Luchies, M. F. Insana. EMG Onset Detection Using the Maximum Likelihood Method. 2003 Summer Bioengineering Conference, Key Biscayne 2003; : 1075-1076.
- [FAR03] D. Farina, M. Gazzoni, R. Merletti. Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13: 319-332.
- [RAS12] G. Rasool, K. Iqbal. Muscle Activity Onset Detection Using Energy Detectors. 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS 2012; : 3094-3097.
- [CAM07] I. Campanini, A. Merlo, P. Degola, R. Merletti, G. Vezzosi, D. Farina. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2007; 17: 515-526.

- [YU10] H. Yu, M. Alaqtash, E. Spier, T. Sarkodie-Gyan. Analysis of muscle activity during gait cycle using fuzzy rule-based reasoning. *Measurement* 2010; 43: 1106-1114.
- [IVA04] Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, F. Lacquaniti. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J Physiol* 2004; 556.1: 267-282.
- [VAN10] G. Vannozzi, S. Conforto, T. D'Alessio. Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010; 20: 767-772.
- [STA01] G. Staude, C. Flachenecker, M. Daumer, W. Wolf. Onset Detection in Surface Electromyographic Signals: A Systematic Comparison of Methods. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing* 2001; 2: 67-81.
- [ZHA12] X. Zhang, P. Zhou. Sample entropy analysis of surface EMG for improved muscle activity onset detection against spurious background spikes. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2012; 22: 901-907.
- [FAR01] D. Farina, R. Merletti. A Novel Approach for Precise Simulation of the EMG Signal Detected by Surface Electrodes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2001; 48, No. 6: 637-646.
- [KAR00] S. Karlsson, J. Yu, M. Akay. Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2000; 47, No. 2: 228-238.
- [CIF00] M. Cifrek, S. Tonković, V. Medved. Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions. *Measurement* 2000; 27: 85-92.
- [MER03] A. Merlo, D. Farina, R. Merletti. A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2003; 50, No. 3: 316-323.
- [MER13] J. J. Galiana-Merino, D. Ruiz-Fernandez, J. J. Martinez-Espla. Power line interference filtering on surface electromyography based on the stationary wavelet packet transform. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2013; : .
- [HOF02] A. L. Hof, H. Elzinga, W. Grimmius, J. P. K. Halbertsma. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait and Posture* 2002; 16, No. 1: 78-86.

- [GAZ07] M. G. J. Gazendam, A. L. Hof. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait and Posture* 2007; 25, No. 4: 604-614.
- [WRE06] T. A. L. Wren, K. P. Do, S. A. Rethlefsen, B. Healy. Cross-correlation as a method for comparing dynamic electromyography signals during gait. *Journal of Biomechanics* 2006; 39, No. 14: 2714-2718.
- [SED13] J. Sedlák, D. Špulák, R. Čmejla, R. Bačáková, M. Chrástková, B. Kračmar. Segmentation of Surface EMG Signals. *Applied Electronics - 2013 International Conference on Applied Electronics 2013*; : .
- [SOL10] S. Solnik, P. Rider, K. Steinweg, P. DeVita, T. Hortobágyi. Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European Journal of Applied Physiology* 2010; 110, No. 3: 489-498.
- [LEE07] J. H. Lee, H. Shim, H. S. Lee, Y. H. Lee, Y. R. Roon. Detection of onset and offset time of muscle activity in surface EMGs using the Kalman smoother. *IFMBE Proceedings* 2007; 14/2: 1103-1106.
- [ZAZ05] D. Zazula, A. Holobar. An approach to surface EMG decomposition based on higher-order cumulants. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2005; 80, suppl. 1: S51-S60.
- [STA09] D. Staudenmann, I. Kingma, A. Daffertshofer, D. F. Stegeman, J. H. van Dieën. Heterogeneity of muscle activation in relation to force direction: A multi-channel surface electromyography study on the triceps surae muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; 19: 882-895.
- [HOD96] P. W. Hodges, B. H. Bui. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* 1996; 101, No. 6: 511-519.
- [SOD00] G. L. Soderberg, L. M. Knutson. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy* 2000; 80, No. 5: 485-498.
- [THE96] A. J. Thexton. A randomisation method for discriminating between signal and noise in recordings of rhythmic electromyographic activity. *Journal of Neuroscience Methods* 1996; 66: 93-98.

- [JOB12] S. A. Jobson, J. Hopker, M. Arkesteijn, L. Passfield. Inter- and intra-session reliability of muscle activity patterns during cycling. *Journal of Electromyography Kinesiology* 2012; : .
- [KRA11] B. Kračmar, R. Bačáková, P. Mikulíková, L. Hrouzová, V. Hojka. Nordic Walking, vliv na pohybovou soustavu člověka. *Česká kinantropologie* 2011; 15, No. 1: 99-108.
- [ROM11] F. Romero, F. J. Alonso, J. Cubero, J. M. Font-Llagunes, U. Lugrís, B. Vinagre, H. Hosseinia. EMG signal smoothing using singular spectrum analysis. *XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica* 2011; : 81-84.
- [JOH03] T. D. Johnson, R. M. Elashoff, S. J. Harkema. A Bayesian change-point analysis of electromyographic data: detecting muscle activation patterns and associated applications. *Biostatistics* 2003; 4, No. 1: 143-164.
- [WAN06a] W. Wang, D. De. Stefano, R. Allen. A simulation model of the surface EMG signal for analysis of muscle activity during the gait cycle. *Computers in Biology and Medicine* 2006; 36: 601-618.

Seznam vlastních publikací a dalších výsledků výzkumu

Není-li uvedeno jinak, jsou podíly spoluautorů považovány za shodné a jména jsou uváděna v abecedním pořadí.

Publikace v impaktovaných časopisech

- [I1] Špulák, D. (50 %) - Čmejla, R. (30 %) - Bačáková, R. (5 %) - Kračmar, B. (5 %) - Satrapová, L. (5 %) - Novotný, P. (5 %), Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements, In: Computers in Biology and Medicine. 2014, vol. 47, no. 1, p. 93-103. ISSN 0010-4825.

Publikace v recenzovaných časopisech

- [R1] Kračmar, B. - Škopek, M. - Špulák, D., Monitoring of changes of the involvement by EMG in the areas of pelvic girdle, shoulder girdle, and back in the process of walking and Nordic walking, In: Journal of Outdoor Activities. 2012, vol. 6, no. 1, p. 6-19. ISSN 1802-3908.
- [R2] Bačáková, R. - Čmejla, R. - Horyna, R. - Kračmar, B. - Špulák, D., Kineziologické aspekty soupažného běhu prostého a oboustranného bruslení jednodobého, In: Studia Kinaanthropologica, 2014, vol. XV, no. 3, p. 167-173.

Patenty

V rámci výzkumu nevznikly žádné patenty.

Další publikace excerpované ISI

- [S1] Bačáková, R. - Čmejla, R. - Chrástková, M. - Kračmar, B. - Sedlák, J. - Špulák, D., Segmentation of Surface EMG Signals, In: Applied Electronics - 2013 International Conference on Applied Electronics. Pilsen: University of West Bohemia, 2013, art. no. 95, p. 257-260. ISSN 1803-7232. ISBN 978-80-261-0166-6.

Publikace ostatní

- [N1] Špulák, D., Zpracování povrchových elektromyografických signálů, In: LETNÍ DOKTORANDSKÉ DNY 2012. Praha: ČVUT, 2012, s. 49-52. ISBN 978-80-01-05050-7.
- [N2] Čmejla, R. - Sedlák, J. - Špulák, D., Processing of Multichannel Surface Electromyographic Signals, In: Czech-German Workshop on Speech Pathology and Biological Signals –

Proceedings. Prague: CTU, Faculty of Electrical Engineering, Department of Circuit Theory, 2012, p. 42-44. ISBN 978-80-01-05164-1.

- [N3] Bezoušková Paulů, J. - Čmejla, R. - Kračmar, B. - Mikulíková, P. - Špulák, D., Muscle Activity Detection Using EMG Envelope Thresholding - Comparison of Various Approaches, In: 20th Annual Conference Proceeding's Technical Computing Bratislava 2012. Prague: HUMUSOFT, 2012, p. 1-5. ISBN 978-80-970519-4-5.
- [N4] Mikulíková, P. - Špulák, D., Segmentation of Electromyographic Signal During Periodic Movements, In: POSTER 2012 - 16th International Student Conference on Electrical Engineering. Praha: Czech Technical University in Prague, 2012, p. 1-5. ISBN 978-80-01-05043-9.
- [N5] Bačáková, R. - Čmejla, R. - Chrástková, M. - Kračmar, B. - Špulák, D., Comparison of Barefoot and Shoe Running, In: The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness - Vol. 52 - Suppl. I to No. 6 - December 2012. Roma: Instituto di Medicina e Scienza dello Sport, 2012, p. 4.
- [N6] Bačáková, R. - Čmejla, R. - Chrástková, M. - Kračmar, B. - Špulák, D., Komparativní analýza běhu na lyžích volnou technikou a bruslení na kolečkových lyžích, In: Scientia Movens - Sborník příspěvků z mezinárodní studentské vědecké konference konané dne 27. března 2012. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2012, s. 28-36. ISBN 978-80-86317-92-2.
- [N7] Bačáková, R. - Čmejla, R. - Chrástková, M. - Kračmar, B. - Špulák, D., The Kinesiology Comparison of Cross Country Skiing – Classical Technique and Pedalling, In: Case Studies Journal. 2014, vol. 3, no. 11

Příloha A: Seznam zpracovaných sad signálů

Název sady	Pohybová aktivita	Počet souborů	Počet subjektů	Počet kanálů EMG	Počet kanálů mechanické veličiny	Počet kanálů triggeru	m. pectoralis major	m. splenius capitis	m. trapezius	m. serratus anterior	m. sternocleidomastoideus	m. obliquus abdominis	m. rectus abdominis
2011_04 Čapková	jízda na koni při hipoterapii	24	3	10	0	0	L/R	L/R				L/R	
2012_05 Kračmar	pohyby paže po plastice prsu	6	3	7	0	0							
2011_10 Pavelka	úderý v karate	4	1	12	3	1	R		R	R		L/R	
2011_1111 Chrástková	běh na lyžích, kolečkových lyžích, bruslo-lyžích, jízda na kole, chůze	33	1	12	0 až 2	0						L/R	
2011_1207 Bačáková		24											
2011_1208 Bačáková	chůze, jízda na kole	24	3	16	0	0							
2012_0120 Škopek	Nordic walking, chůze	18	9	12	0	0	R		R	R			
2012_0609 Bačáková	chůze, běh (i naboso)	16	4	16	0	0							
2012_0817 Mikulíková	Nordic walking, chůze (do kopce a z kopce)	92	10	16	4 (jen u 2 subj.)	0	L/R		L/R	L/R			
2012_11 Dančová	chůze na trávě a pásu	22	11	10	0	0							
2012_11 Bačáková	lezení na lezeckém тренаžéru	4	2	9	0	0	L		L	L			
2012_1130 Bačáková	veslování	5	?	12	0	0	R		R	R			R
2012_1209 Řebíček		24	6	16	0	0						L/R	L/R
2013_0125 Bezoušková	tančení salsy, chůze na podpatcích	6			nizká kvalita, nevhodné pro zpracování								
2013_0129 Bačáková	florbalové odpaly	4	1	16	0	0	R		L/R	R	R	L/R	
2013_0408 Balkó	výpady v šermu	145	29	5 až 14	0	1	R		R				
2013_0411 Kračmar	statické namáhání při různých sklonech těla	12	4	10	0	0			L/R		L/R		
2013_0426 Horyna	lyžování	12	2	11	0	0	R		R	R		L/R	X
2013_0427 Chrástková	běh na lyžích	26	7	16	0	0						L/R	
2013_0614 Chrástková	běh na kolečkových lyžích	18	3	8	0	1							
2014_0307 Balkó	výpady v šermu	1	1	10	0	1			R				

(tabulka pokračuje na další straně)

Název sady	m. latissimus dorsi	m. infraspinatus	m. gluteus maximus	m. gluteus medius	m. erector spinae	m. deltoideus	m. biceps brachialis	m. triceps brachialis	m. flexor carpi	m. extensor carpi	m. peroneus longus	m. tibialis anterior	m. gastrocnemius	m. biceps femoris	m. adductor magnus	m. quadriceps femoris	m. tensor fasciae latae
2011_04 Čapková	L/R				L/R												
2012_05 Kračmar																	
2011_10 Pavelka	R	R				L/R	R	R									
2011_1111 Chrástková			R	L							L	L	R	R	R	R	
2011_1207 Bačáková																	
2011_1208 Bačáková											L/R	L/R	L/R	L/R	L/R	L/R	
2012_0120 Škopek	R		L	L		R	R	R					L				
2012_0609 Bačáková			R	L/R							L/R	L/R	L/R	R		R	R
2012_0817 Mikulíková	L/R			R		R	L/R	L/R									
2012_11 Dančová			L/R	L/R								L/R	L/R			L/R	
2012_11 Bačáková	L	L					L	L	L	L							
2012_1130 Bačáková	R				R	R		R	R			R		R		R	
2012_1209 Řebíček			R	R							R	R	R	R	R	R	R
2013_0125 Bezoušková																	
2013_0129 Bačáková	L	R				X	R	L	R	L/R							
2013_0408 Balkó			L/R			X	R	R					L/R	L/R		L/R	
2013_0411 Kračmar																	
2013_0426 Horyna	R	R			X		R	R									
2013_0427 Chrástková				L/R							L/R	L/R	L/R	L/R		L/R	
2013_0614 Chrástková	L/R							L/R					L/R			L/R	
2014_0307 Balkó			L	L		X		R								L/R	

Legenda: R – sval měřený na pravé straně, L – sval měřený na levé straně, L/R – sval měřený symetricky na obou stranách, X – různé části svalu měřené na levé a pravé straně

Příloha B: Vstupní parametry výpočetního systému pro MATLAB

Níže je uvedena soupiska vstupních parametrů výpočetního systému s krátkým popisem. Tabulka dále informuje, které parametry lze zadat i z grafického uživatelského rozhraní. Poslední sloupce tabulky udávají význam parametru pro prahování a pro trojúhelníkovou metodu.

Označení proměnné ve skriptu pro MATLAB	Význam	Zadání z grafického rozhraní	Význam pro prahování	Význam pro trojúhelníkovou metodu
subj	Číselné označení subjektu (použije se při výběru předvolby parametrů vázaných na subjekt v souboru subjects_parameters.m)	Ano	Ano	Ano
segmentace	Volba segmentace podle elektromyografického signálu („emg“) nebo signálu mechanické veličiny („akc“, je-li k dispozici)	Ne. Volba se provádí přímým zadáním čísla kanálu se segmentačním signálem.	Ano	Ano
interp_met	Volba lineární („linear“) nebo pružné („pchip“) interpolace fáze pohybu	Ne, používá se výchozí hodnota „linear“	Ano	Ano
zdroj_max	Původ maxim pro prahování („celek“/“periody“/“prumer“)	Ano	Ano	-
prah	Úroveň prahu	Ano	Ano	-
vel_obr	Poloha a velikost výstupních grafů	Ne	Ano	Ano
barvy	Posloupnost barev v grafech svalů	Ne	Ano	Ano
maxim	Počet detekovaných maxim	Ne, používá se výchozí hodnota 4	-	Ano
vedl.odstup	Minimální velikost vedlejších maxim (*100% hlavního maxima)	Ne, používá se výchozí hodnota 0,4	-	Ano
vedl.pokles	Maximální úroveň mezi dvěma maximy (*100% menšího maxima)	Ne, používá se výchozí hodnota 0,5	-	Ano
vedl.polomer	Okolí průměrného maxima, v němž se hledají maxima v periodách (na každou stranu)	Ne, používá se výchozí hodnota 0,1	-	Ano
vedl.korekce	Pokud mezi minimem a maximem leží menší maximum dosahující alespoň 100*(vedl.korekce)% maxima, použije se toto menší (a bližší)	Ne, používá se výchozí hodnota 0,7	-	Ano
decim.emg.akt_A	Zapínání decimace posloupnosti segmentačních bodů získaných z elektromyografického signálu (1 – decimace, 0 – beze změn)	Ano (společně s následujícím)	Ano	Ano
decim.akc.akt_A	Zapínání decimace posloupnosti	Ano (společně s předchozím)	Ano	Ano

Označení proměnné ve skriptu pro MATLAB	Význam	Zadání z grafického rozhraní	Význam pro prahování	Význam pro trojúhelníkovou metodu
	segmentačních bodů získaných ze záznamu mech. veličiny (1 – decimace, 0 – beze změn)			
obracet.emg.akt_A	Volba extrémů segmentačního signálu odvozeného z elektromyografického signálu (tj. při volbě segmentace = 'emg'), které se mají detekovat (0 – maxima, 1 - minima)	Ne	Ano	Ano
obracet.akc.akt_A	Volba extrémů segmentačního signálu odvozeného ze záznamu mechanické veličiny (tj. při volbě segmentace = 'akc'), které se mají detekovat (0 – maxima, 1 - minima)	Ne	Ano	Ano
posun_seg.akt_A	Posun rastru rozhraní period (-1; +1)*100% periody (lze využít po decimaci posloupnosti bodů)	Ne	Ano	Ano
direktorie	Složka s náměrem	Ano, volbou vstupního souboru	Ano	Ano
namer.jmeno	Textové označení subjektu v grafech a tabulkách	Ano	Ano	Ano
namer.akt_A.puvod	Soubor s náměrem	Ano, volbou vstupního souboru	Ano	Ano
fs	Vzorkovací kmitočet	Ano	Ano	Ano
namer.ref_sval	Číslo referenčního svalu	Ne	-	Ano
segm.emg.akt_A	Kanál pro segmentaci při volbě segmentace = 'emg'	Ano (společné s následujícím)	Ano	Ano
segm.akc.akt_A	Kanál pro segmentaci při volbě segmentace = 'akc'	Ano (společné s předchozím)	Ano	Ano
segmpd.emg.akt_A	Minimální odstup extrémů detekovaných na segmentačním signálu při volbě segmentace = 'emg'	Ano (společné s následujícím)	Ano	Ano
segmpd.emg.akt_A	Minimální odstup extrémů detekovaných na segmentačním signálu při volbě segmentace = 'akc'	Ano (společné s předchozím)	Ano	Ano
namer.akt_A.start	Začátek zpracovávaného úseku	Ano	Ano	Ano
namer.akt_A.stop	Konec zpracovaného úseku	Ano	Ano	Ano
je_emg	Kanály obsahující elektromyografický signál	Ano	Ano	Ano

Označení proměnné ve skriptu pro MATLAB	Význam	Zadání z grafického rozhraní	Význam pro prahování	Význam pro trojúhelníkovou metodu
AKT	Soupiska aktivit při hromadném zpracování více náměrů („akt_A“, „akt_B“...)	Ne	Ano	Ano
namer.akt_A.akt	Název aktivity, který se objeví v grafech a v tabulkách	Ano	Ano	Ano
koef_ob	Koeficienty filtru pro výpočet obálky elektromyografického signálu	Ano, zadáním parametrů filtru	Ano	Ano
koef_sg.emg.akt_A	Koeficienty filtru pro vyhlazení segmentačního signálu odvozeného z elektromyografického signálu	Ano, zadáním parametrů filtru (společně s následujícím)	Ano	Ano
koef_sg.akc.akt_A	Koeficienty filtru pro vyhlazení segmentačního signálu odvozeného ze záznamu mechanické veličiny	Ano, zadáním parametrů filtru (společně s předchozím)	Ano	Ano

Následuje příklad zadání parametrů ve skriptech pro MATLAB:

Soubor nwm_SEGMENTACE.m:

```

subj = 324; % cislo subjektu
segmentace = 'akc'; % segmentace akc/emg
interp_met = 'pchip'; % interpolacni metoda pro fazi pohybu

zdroj_max = 'periody'; % puvod maxim pro prahovani
prah = 0.20; % prah

vel_obr = [5, 130, 1270, 800]; % poloha a velikost vystupnich grafu
barvy = [1,0,0; 0,0.900,0; 0,0,1; 0,0.9,0.9; 0.750,0,0.750; 0.9,0.9,0;
0.250,0.250,0.250;]; % posloupnost barev v grafech svalu

maxim = 4; % pocet detekovanych maxim

vedl.odstup = 0.4; % minimalni velikost vedlejsich maxim (*100%
hlavniho maxima)
vedl.pokles = 0.5; % maximalni uroven mezi dvema maximy (*100%
MENSIHO maxima)
vedl.polomer = 0.1; % okoli prumerneho maxima, v nemz se hledaji
maxima v periodach (na kazdou stranu)

```

```
vedl.korekce = 0.7; % pokud mezi minimem a maximem lezi mensi maximum
dosahujici alespon 100*(korekce)% maxima, pouzije se toto mensi (a blizsi)
```

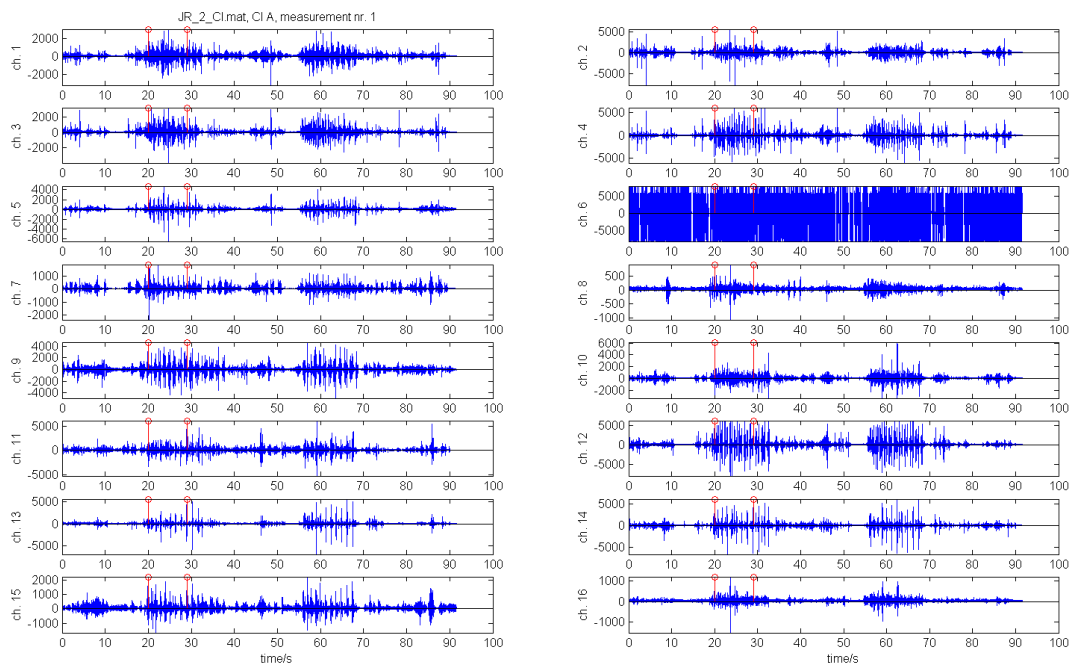
Soubor subjects_parameters.m:

```
decim.emg.akt_A = 0; % 1: decimovat posloupnost segmentacnich bodu
decim.akc.akt_A = 0;
obracet.emg.akt_A = 0; % 1: detekovat minima segmentacniho signalu
obracet.akc.akt_A = 0;
posun_seg.akt_A = 0; % posun rastru rozhrani period (-1; +1)*100%
periody

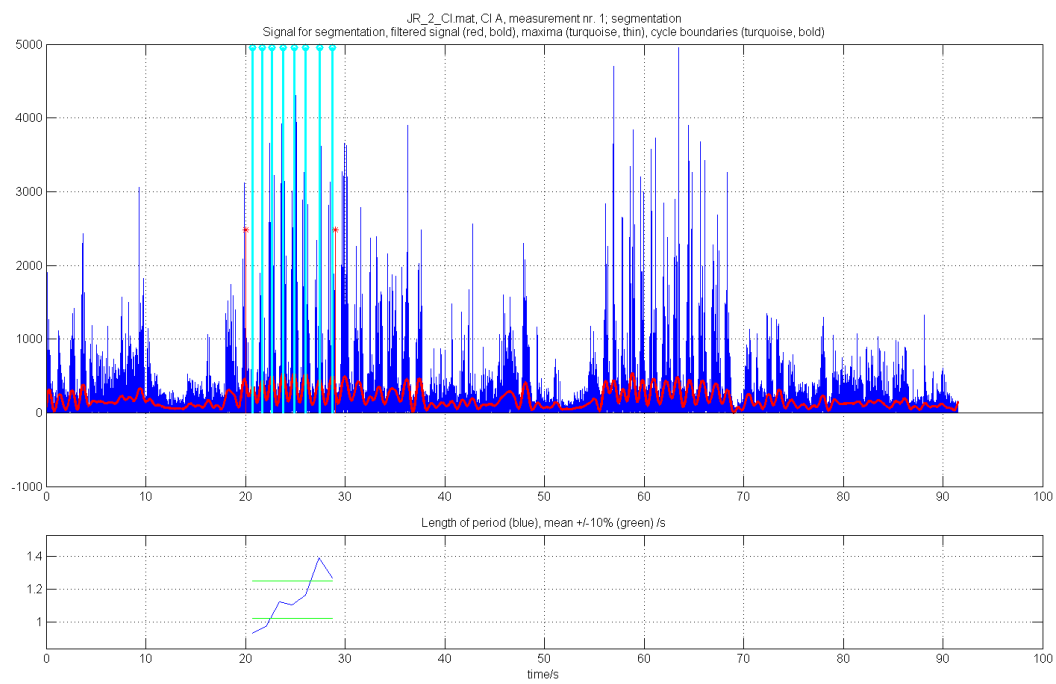
direktorie = 'Martina - běžky'; % slozka se signaly
namer.jmeno = 'JR'; % oznaceni subjektu (bude v grafech a tabulkach)
namer.akt_A.puvod = {'JR_2_C1.mat'}; % soubor s namerem
fs = 1000; % vzorkovaci kmitocet
namer.ref_sval = 11; % ref. sval
segmentace = 'emg'; % neni k dispozici zaznam AKC, musi se pouzit EMG
segm.emg.akt_A = 9; % kanal, který se ma pouzit pro vypocet celkoveho
zrychleni
segmpd.emg.akt_A = round(0.7*fs); % mpd pro vyhledani peaku ve
vyhlazenem zrychleni nebo EMG pri segmentaci
namer.akt_A.start = [20]; % zacatky a konce zpracovavanych useku / s
namer.akt_A.stop = [29];
je_emg = 1:16; % kanaly obsahujici EMG
AKT = {'akt_A'}; % soupiska aktivit
namer.akt_A.akt = 'C1 A'; % nazvy aktivit, které se objevi v grafech a
tabulkach
koef_ob = remez(1500, [0 4 8 0.5*fs]/(0.5*fs), [1 1 0 0], [1, 10]); % filtr pro
vypocet obalky
koef_sg.emg.akt_A = remez(3500, [0 1.0 1.6 0.5*fs]/(0.5*fs), [1 1 0 0], [1,
10]); % filtr pro vyhlazení zrychlení
```

Příloha C: Grafické výstupy výpočetního systému pro MATLAB

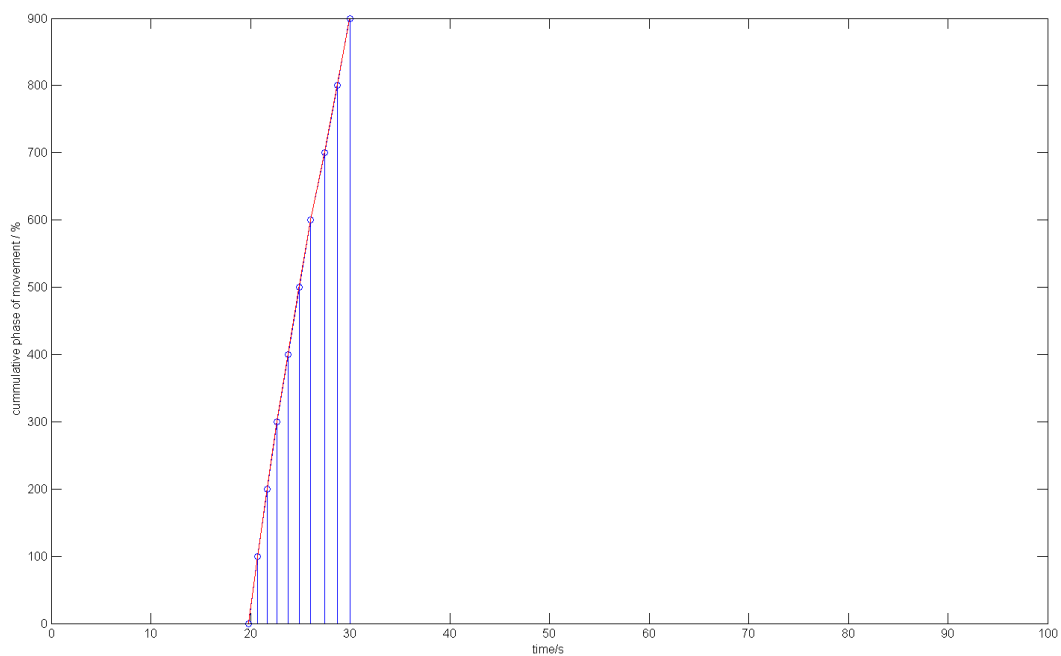
Níže je uveden příklad grafických výstupů poskytovaných výpočetním systémem při zpracování elektromyografických signálů. V závislosti na nastavení mohou některé výstupy při skutečném běhu výpočtu chybět – např. je-li požadováno pouze prahování, nezobrazí se grafy týkající se trojúhelníkové metody. Obrázky jsou řazeny chronologicky.



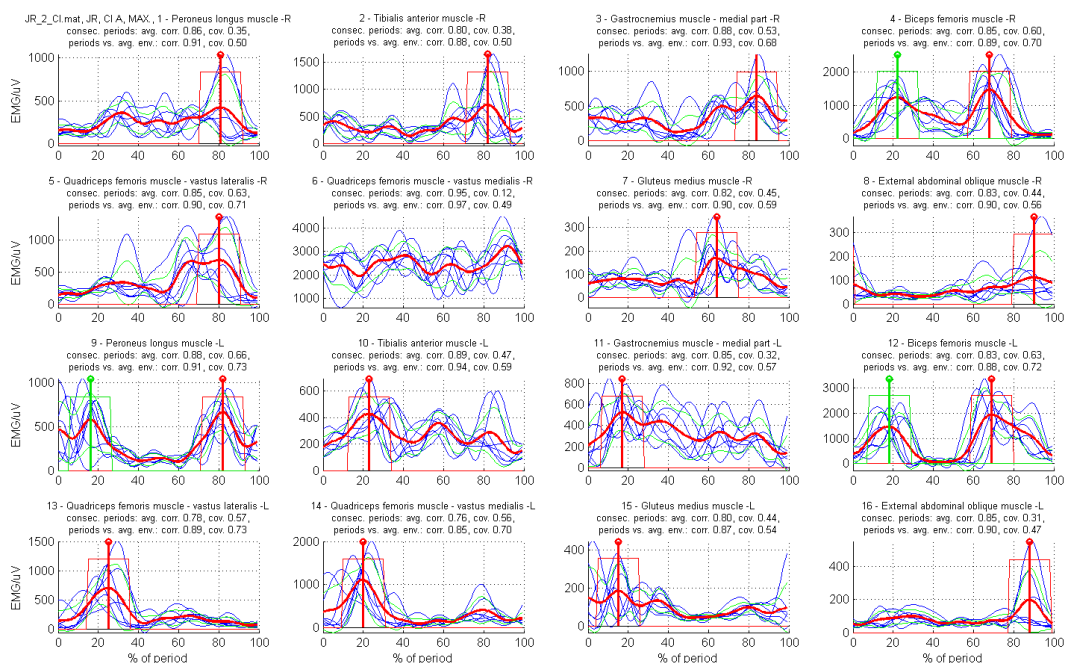
Obr. 1: Časové průběhy všech vstupních signálů



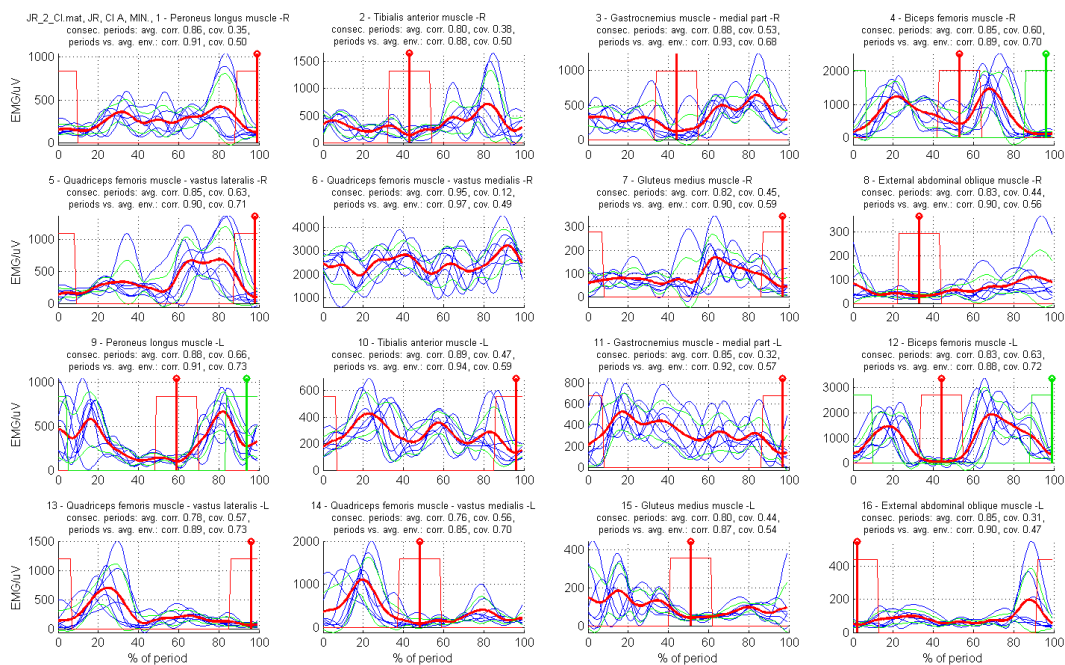
Obr. 2: Segmentační signál, rozhraní pohybových cyklů a jejich délky



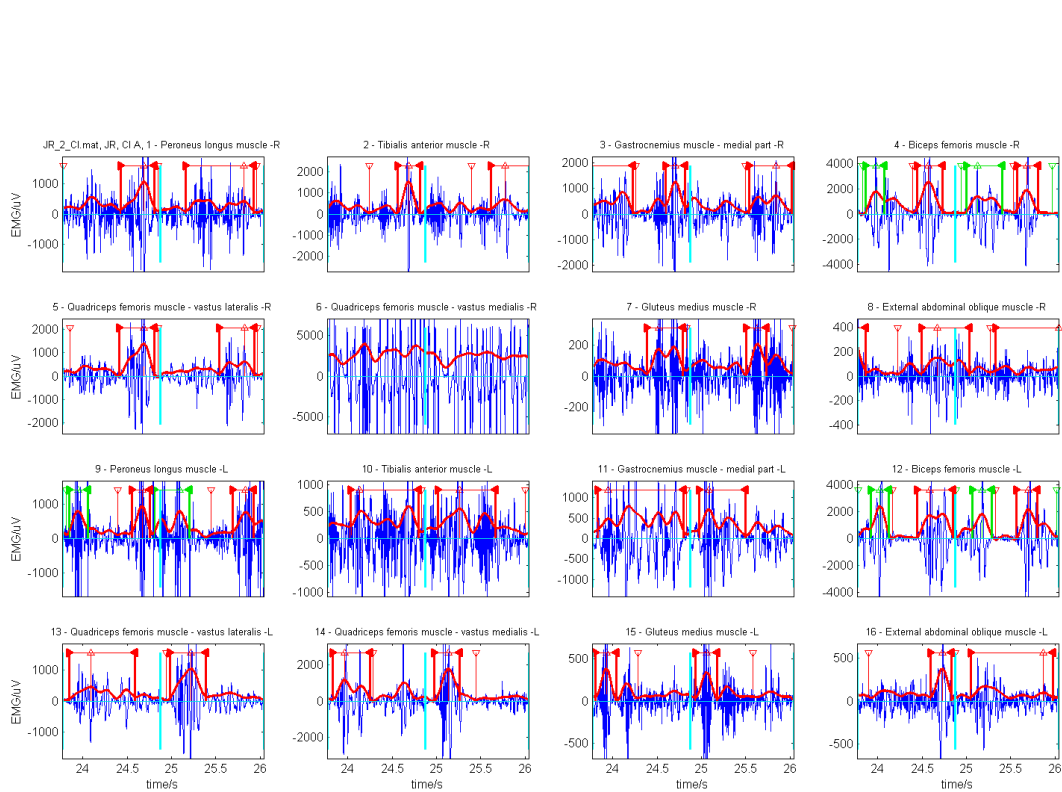
Obr. 3: Interpolovaná fáze pohybu (kumulativně)



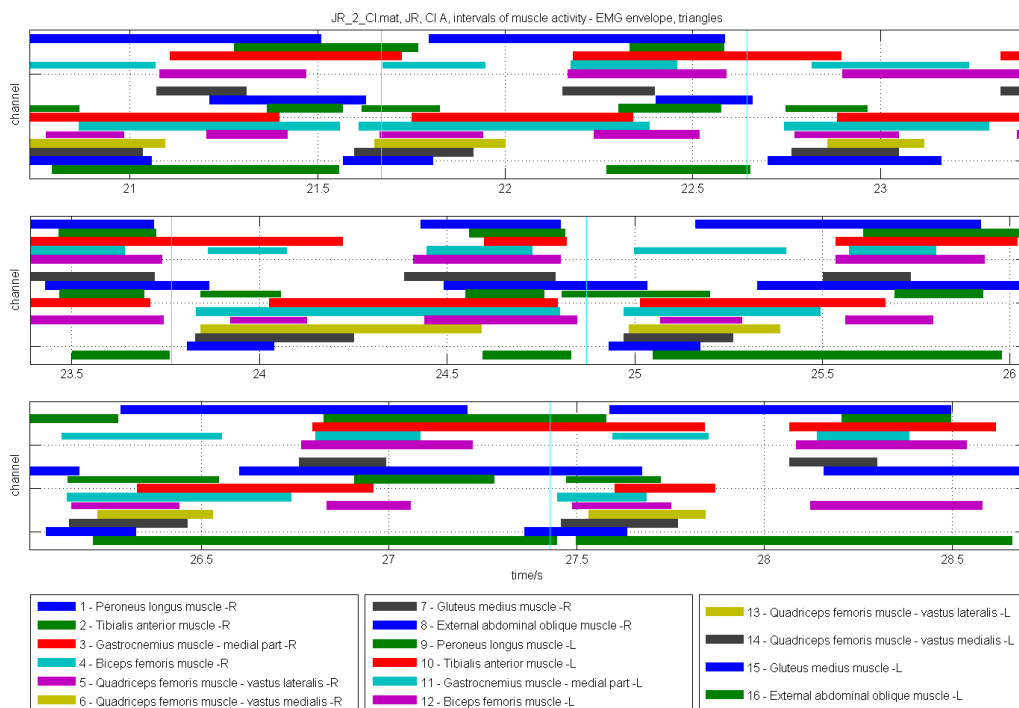
Obr. 4: Interpolované a průměrné obálky elektromyografického signálu, oblasti pro hledání maxima v pohybových cyklech (pro trojúhelníkovou metodu)



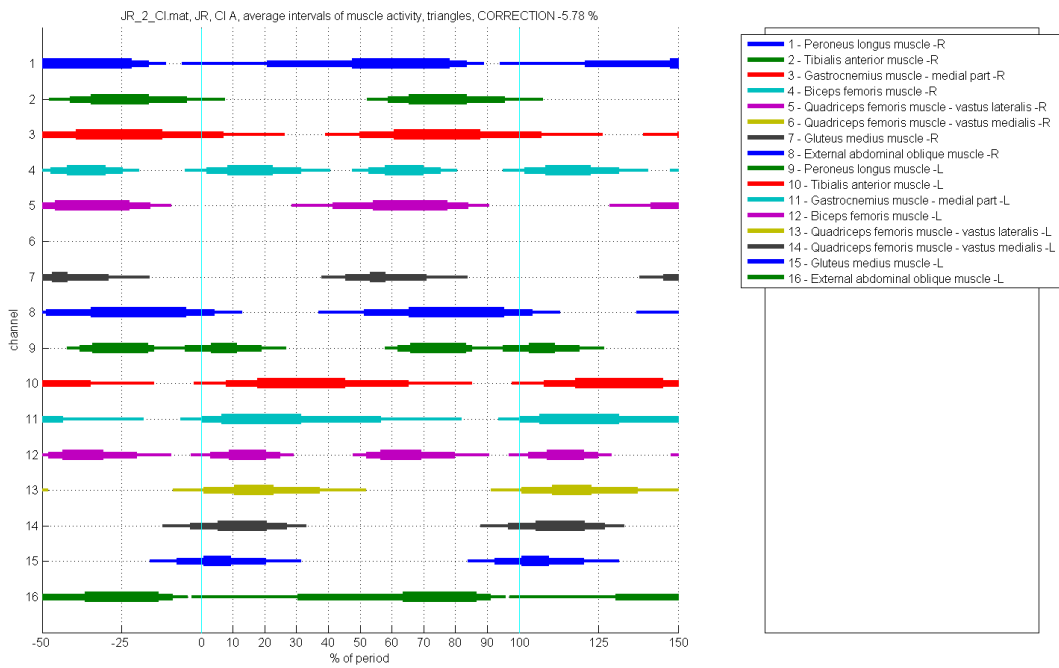
Obr. 5: Interpolované a průměrné obálky elektromyografického signálu, oblasti pro hledání minima v pohybových cyklech (pro trojúhelníkovou metodu)



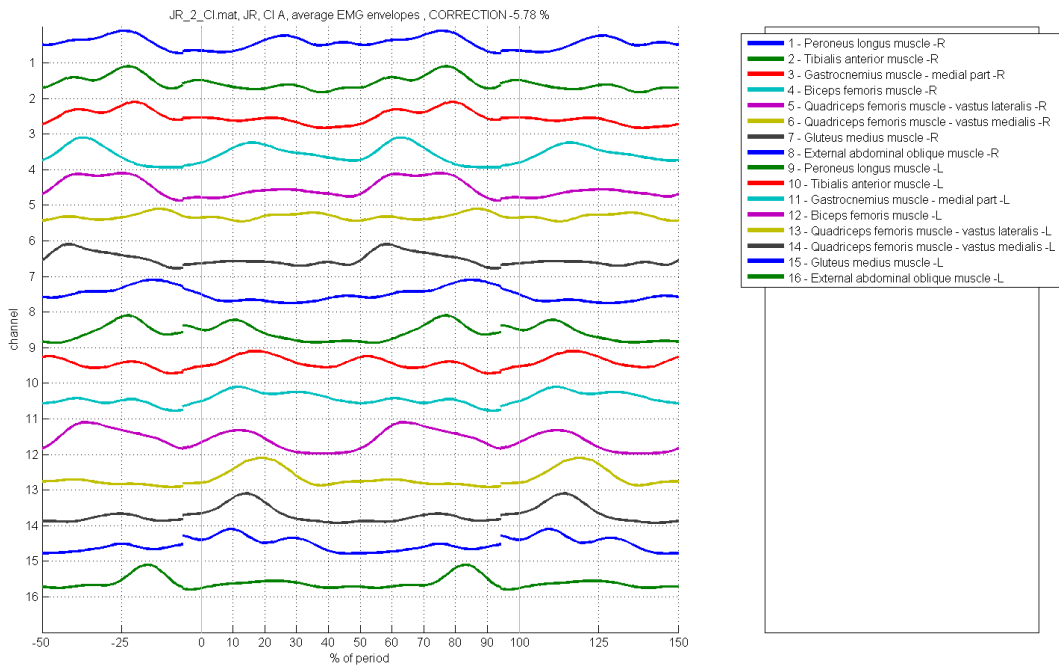
Obr. 6: Příklady počátku a konců svalové aktivity detekované trojúhelníkovou metodou



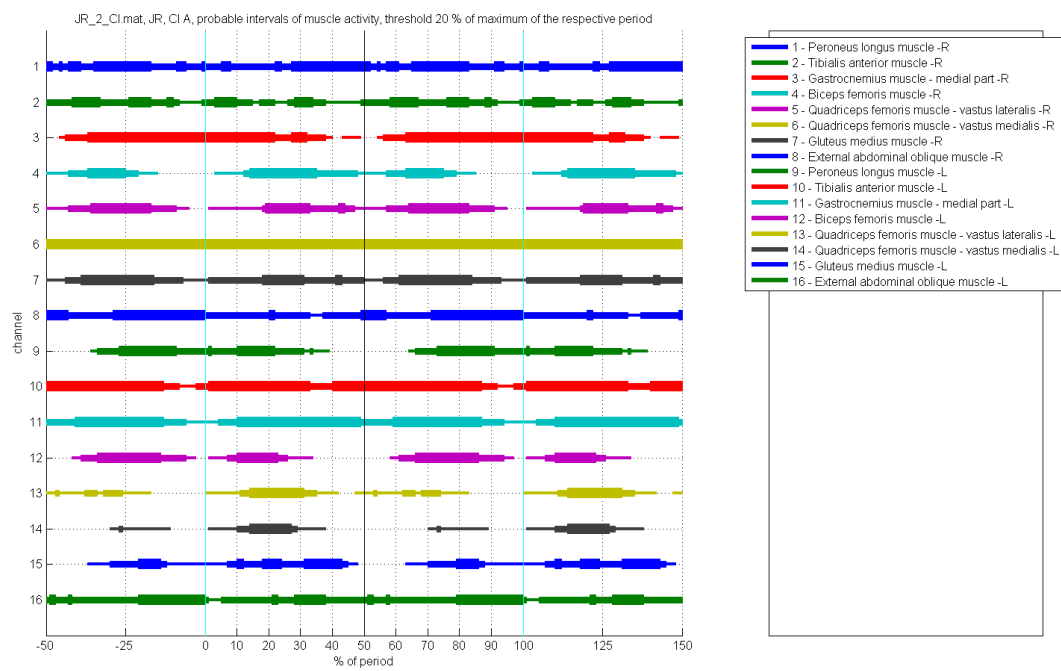
Obr. 7: Intervaly svalové aktivity detekované v celém náměru trojúhelníkovou metodou



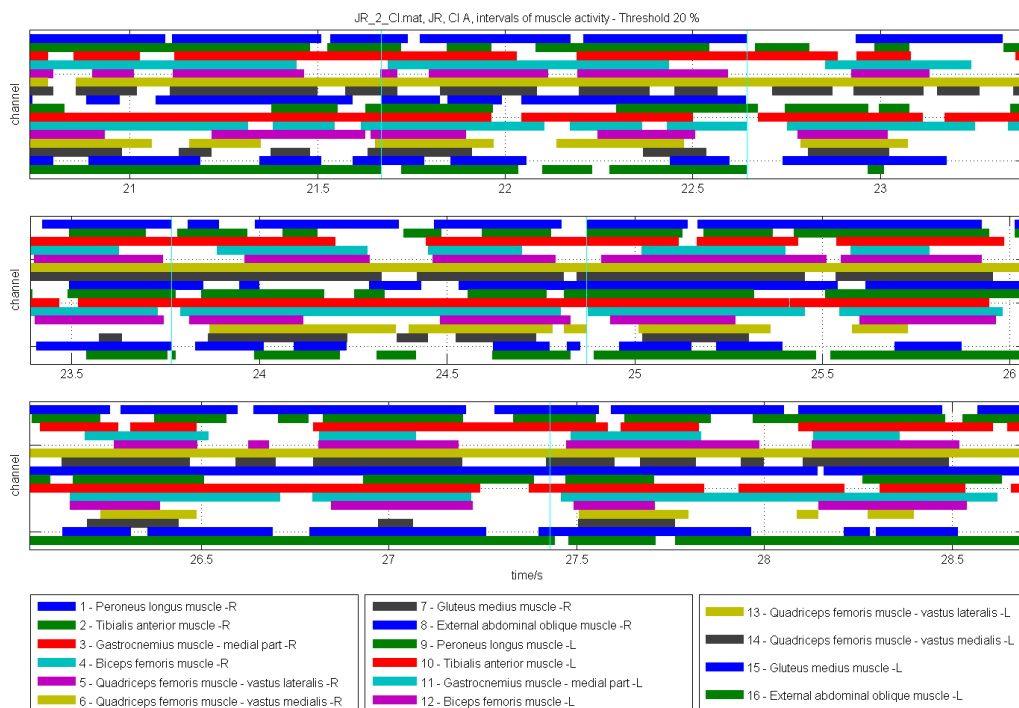
Obr. 8: Průměrné intervaly svalové aktivity detekované trojúhelníkovou metodou



Obr. 9: Průměrné obálky elektromyografického signálu



Obr. 10: Pravděpodobnost svalové aktivity detekovaná prahováním



Obr. 11: Intervaly svalové aktivity detekované v celém náměru prahováním

Příloha D: Číselné výstupy výpočetního systému pro MATLAB

Výpočetní systém poskytuje číselné výstupy ve formě textového souboru. Ten lze po úpravě importovat do tabulkového editoru, čímž vzniknou tabulky podobné následujícímu příkladu. Tabulky jsou určeny k dalšímu zpracování a formátování dle potřeb uživatele.

2015_03_01
22:12
Daniel Spulak, CVUT FEL

Soubor	JR_2_Ci.mat
Jmeno subjektu	JR
Cislo subjektu	324
Aktivita	CI A
Zacatek zprac. useku / s	20
Konec zprac. useku / s	29
Zacatek prvnioho segmentu / s	20,734
Konec posledního segmentu / s	28,698
Segmentace	emrg
Kanal pro segmentaci	9

Pocet zpracovanych period	7
Prumerna delka perioody / s	1,1377
Std./s	0,15841

Prum. korelace obalek v po sobe jdoucich periodach

1 - Peroneus longus muscle -R	0,85853
2 - Tibialis anterior muscle -R	0,80189
3 - Gastrocnemius muscle - medial part -R	0,87572
4 - Biceps femoris muscle -R	0,84782
5 - Quadriceps femoris muscle - vastus lateralis -R	0,8541
6 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -R	0,94842
7 - Gluteus medius muscle -R	0,82247
8 - External abdominal oblique muscle -R	0,83011
9 - Peroneus longus muscle -L	0,87841
10 - Tibialis anterior muscle -L	0,8932
11 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	0,84688
12 - Biceps femoris muscle -L	0,83129
13 - Quadriceps femoris muscle - vastus lateralis -L	0,78335
14 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -L	0,7598
15 - Gluteus medius muscle -L	0,8017
16 - External abdominal oblique muscle -L	0,85239

Prum. korelace obalek s prumernou obalkou

1 - Peroneus longus muscle -R	0,91337
2 - Tibialis anterior muscle -R	0,87508
3 - Gastrocnemius muscle - medial part -R	0,92543
4 - Biceps femoris muscle -R	0,89277
5 - Quadriceps femoris muscle - vastus lateralis -R	0,89565
6 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -R	0,97455
7 - Gluteus medius muscle -R	0,89675
8 - External abdominal oblique muscle -R	0,89684
9 - Peroneus longus muscle -L	0,90989
10 - Tibialis anterior muscle -L	0,93755
11 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	0,92148
12 - Biceps femoris muscle -L	0,88387
13 - Quadriceps femoris muscle - vastus lateralis -L	0,8856
14 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -L	0,85305
15 - Gluteus medius muscle -L	0,86619
16 - External abdominal oblique muscle -L	0,89643

Prum. kovariance obalek v po sobe jdoucich periodach

1 - Peroneus longus muscle -R	0,3531
2 - Tibialis anterior muscle -R	0,37944
3 - Gastrocnemius muscle - medial part -R	0,52653
4 - Biceps femoris muscle -R	0,59873
5 - Quadriceps femoris muscle - vastus lateralis -R	0,6262
6 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -R	0,11638
7 - Gluteus medius muscle -R	0,45091
8 - External abdominal oblique muscle -R	0,43821
9 - Peroneus longus muscle -L	0,6577
10 - Tibialis anterior muscle -L	0,46879
11 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	0,3194
12 - Biceps femoris muscle -L	0,63403
13 - Quadriceps femoris muscle - vastus lateralis -L	0,57241
14 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -L	0,5597
15 - Gluteus medius muscle -L	0,43829
16 - External abdominal oblique muscle -L	0,30965

Prum. kovariance obalek s prumernou obalkou

1 - Peroneus longus muscle -R	0,50005
2 - Tibialis anterior muscle -R	0,5006
3 - Gastrocnemius muscle - medial part -R	0,67545
4 - Biceps femoris muscle -R	0,70473
5 - Quadriceps femoris muscle - vastus lateralis -R	0,70517
6 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -R	0,48696
7 - Gluteus medius muscle -R	0,59011
8 - External abdominal oblique muscle -R	0,55539
9 - Peroneus longus muscle -L	0,73436
10 - Tibialis anterior muscle -L	0,58767
11 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	0,56584
12 - Biceps femoris muscle -L	0,72151
13 - Quadriceps femoris muscle - vastus lateralis -L	0,72846
14 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -L	0,69877
15 - Gluteus medius muscle -L	0,5407
16 - External abdominal oblique muscle -L	0,47437

Plocha pod cePrumerna plocaStredni hodnot

1 - Peroneus longus muscle -R	2055,7865	293,8838	258,1025
2 - Tibialis anterior muscle -R	2712,5088	387,5013	340,5535
3 - Gastrocnemius muscle - medial part -R	2647,0084	378,1438	332,3297
4 - Biceps femoris muscle -R	5422,0695	774,5814	680,7369
5 - Quadriceps femoris muscle - vastus lateralis -R	2769,351	395,6216	347,69
6 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -R	19530,0492	2790,007	2451,9836
7 - Gluteus medius muscle -R	683,4056	97,6294	85,8011
8 - External abdominal oblique muscle -R	478,4785	68,3541	60,0726
9 - Peroneus longus muscle -L	2515,036	359,2909	315,7609
10 - Tibialis anterior muscle -L	2133,9773	304,8539	267,9193
11 - Gastrocnemius muscle - medial part -L	2590,0176	370,0025	325,1748
12 - Biceps femoris muscle -L	7020,24	1002,8914	881,3861
13 - Quadriceps femoris muscle - vastus lateralis -L	1982,1779	283,1683	248,861
14 - Quadriceps femoris muscle - vastus medialis -L	2913,6569	416,2367	365,8075
15 - Gluteus medius muscle -L	752,3522	107,4789	94,4573
16 - External abdominal oblique muscle -L	669,7749	95,6821	84,0897

Korelace prumernych obalek mezi svaly navPodivejte se vic doprava, jsou tam i kovariance!

	1 - Peroneus k2	Tibialis ant3	Gastrocner4	Biceps fem5	Quadriceps6	Quadriceps7	Gluteus me8	External ab9	Peroneus k10	Tibialis an11	Gastrocne12	Biceps fer13	Quadriceř14	Quadriceř15	Gluteus m16	External a
1 - Peroneus k	1	0,94603	0,94141	0,86812	0,95619	0,94762	0,94073	0,89624	0,84844	0,93308	0,92128	0,83453	0,77626	0,7237	0,84784	0,91559
2 - Tibialis ante	0,94603	1	0,98686	0,78551	0,95027	0,91265	0,93714	0,93604	0,92131	0,87163	0,8555	0,89547	0,6683	0,71013	0,84053	0,90542
3 - Gastrocner	0,94141	0,98686	1	0,81137	0,95205	0,92504	0,94288	0,95148	0,92504	0,88298	0,86298	0,92479	0,71254	0,74425	0,84789	0,9368
4 - Biceps fem	0,86812	0,78551	0,81137	1	0,86887	0,82678	0,91186	0,70567	0,74061	0,9025	0,91521	0,86893	0,87484	0,80751	0,82108	0,73361
5 - Quadriceps	0,95619	0,95027	0,95205	0,86887	1	0,87109	0,96295	0,87051	0,82654	0,85524	0,84106	0,91077	0,679	0,65665	0,75575	0,85946
6 - Quadriceps	0,94762	0,91265	0,92504	0,82678	0,87109	1	0,9153	0,94155	0,86099	0,93827	0,94069	0,80002	0,7758	0,75937	0,91423	0,94012
7 - Gluteus me	0,94073	0,93714	0,94288	0,91186	0,96295	0,9153	1	0,88523	0,83047	0,91535	0,8959	0,91914	0,73843	0,71862	0,8175	0,8484
8 - External ab	0,89624	0,93604	0,95148	0,70567	0,87051	0,94155	0,88523	1	0,8854	0,8358	0,81075	0,82809	0,61564	0,66484	0,81327	0,93878
9 - Peroneus k	0,84844	0,92131	0,92504	0,74061	0,82654	0,86099	0,83047	0,8854	1	0,85244	0,85434	0,88779	0,73035	0,86908	0,90948	0,88416
10 - Tibialis an	0,93308	0,87163	0,88298	0,9025	0,85524	0,93827	0,91535	0,8358	0,85244	1	0,97605	0,82256	0,9092	0,8706	0,91762	0,88172
11 - Gastrocne	0,92128	0,8555	0,86298	0,91521	0,84106	0,94069	0,8959	0,81075	0,85434	0,97605	1	0,81119	0,89633	0,87562	0,95306	0,86939
12 - Biceps fer	0,83453	0,89547	0,92479	0,86893	0,91077	0,80002	0,91914	0,82809	0,88779	0,82256	0,81119	1	0,71665	0,79114	0,78845	0,80927
13 - Quadriceř	0,77626	0,6683	0,71254	0,87484	0,679	0,7758	0,73843	0,61564	0,73035	0,9092	0,89633	0,71665	1	0,92055	0,85598	0,73608
14 - Quadriceř	0,7237	0,71013	0,74425	0,80751	0,65665	0,75937	0,71862	0,66484	0,86908	0,8706	0,87562	0,79114	0,92055	1	0,91017	0,74503
15 - Gluteus m	0,84784	0,84053	0,84789	0,82108	0,75575	0,91423	0,8175	0,81327	0,90948	0,91762	0,95306	0,78845	0,85598	0,91017	1	0,84939
16 - External a	0,91559	0,90542	0,9368	0,73361	0,85946	0,94012	0,8484	0,93878	0,88416	0,88172	0,86939	0,80927	0,73608	0,74503	0,84939	1

Korelace obalek celeho zprac, useku mezi svaly navzajem

	1 - Peroneus k2	Tibialis ant3	Gastrocner4	Biceps fem5	Quadriceps6	Quadriceps7	Gluteus me8	External ab9	Peroneus k10	Tibialis an11	Gastrocne12	Biceps fer13	Quadriceř14	Quadriceř15	Gluteus m16	External a
1 - Peroneus k	1	0,86336	0,85712	0,79099	0,91	0,80621	0,83273	0,75731	0,70936	0,8329	0,7833	0,71591	0,61692	0,54897	0,67382	0,8178
2 - Tibialis ante	0,86336	1	0,86174	0,65446	0,85085	0,74871	0,76727	0,75115	0,76491	0,76534	0,67075	0,73964	0,49935	0,50886	0,67002	0,78044
3 - Gastrocner	0,85712	0,86174	1	0,70437	0,83929	0,83648	0,88029	0,78268	0,76554	0,80711	0,76327	0,76512	0,55652	0,55425	0,7043	0,81333
4 - Biceps fem	0,79099	0,65446	0,70437	1	0,79035	0,70515	0,79415	0,53941	0,60714	0,78275	0,79058	0,76708	0,66599	0,6393	0,57535	
5 - Quadriceps	0,91	0,85085	0,83929	0,79035	1	0,71129	0,86113	0,75955	0,69142	0,75202	0,71278	0,81356	0,5702	0,52364	0,59434	0,77295
6 - Quadriceps	0,80621	0,74871	0,83648	0,70515	0,71129	1	0,80456	0,7395	0,7461	0,85375	0,8611	0,65586	0,63183	0,59591	0,76634	0,76122
7 - Gluteus me	0,83273	0,76727	0,88029	0,79415	0,86113	0,80456	1	0,67659	0,67064	0,78981	0,80503	0,73925	0,57326	0,52476	0,68514	0,6915
8 - External ab	0,75731	0,75115	0,78268	0,53941	0,75955	0,7395	0,67659	1	0,71199	0,68712	0,61863	0,68488	0,43612	0,4842	0,59375	0,85849
9 - Peroneus k	0,70936	0,76491	0,76554	0,60714	0,69142	0,7461	0,67064	0,71199	1	0,75157	0,7885	0,76639	0,63999	0,79773	0,79616	0,73869
10 - Tibialis an	0,8329	0,76534	0,80711	0,78275	0,75202	0,85375	0,78981	0,68712	0,75157	1	0,86758	0,67978	0,82003	0,74265	0,74167	0,79142
11 - Gastrocne	0,7833	0,67075	0,76327	0,79058	0,71278	0,8611	0,80503	0,61863	0,7885	0,86758	1	0,66616	0,75293	0,75213	0,85583	0,71365
12 - Biceps fer	0,71591	0,73964	0,76512	0,76708	0,81356	0,65586	0,73925	0,68488	0,76639	0,67978	0,66616	1	0,61349	0,6835	0,56844	0,68862
13 - Quadriceř	0,61692	0,49935	0,55652	0,71698	0,5702	0,63183	0,57326	0,43612	0,63999	0,82003	0,75293	0,61349	1	0,85048	0,63096	0,58247
14 - Quadriceř	0,54897	0,50886	0,55425	0,66599	0,52364	0,59591	0,52476	0,4842	0,79773	0,74265	0,75213	0,6835	0,85048	1	0,69011	0,58591
15 - Gluteus m	0,67382	0,67002	0,7043	0,6393	0,59434	0,76634	0,68514	0,59375	0,79616	0,74167	0,85583	0,56844	0,63096	0,69011	1	0,6301
16 - External a	0,8178	0,78044	0,81333	0,57535	0,77295	0,76122	0,6915	0,85849	0,73869	0,79142	0,71365	0,68862	0,58247	0,58591	0,6301	1

Kovariance prumernych obalek mezi svaly navzajem

	1 - Peroneus k2	Tibialis antk3	Gastrocner4	Biceps fem5	Quadriceps6	Quadriceps7	Gluteus me8	External ab9	Peroneus k10	Tibialis an11	Gastrocne12	Biceps fei13	Quadricef14	Quadricef15	Gluteus m16	External a
1 - Peroneus k	1	0,57478	0,50663	0,28623	0,80849	0,044998	0,44597	0,085734	0,068151	0,18669	0,077308	0,24984	0,045558	-0,20194	-0,33406	0,33397
2 - Tibialis ante	0,57478	1	0,91027	-0,060208	0,74959	-0,030997	0,54131	0,55362	0,59964	-0,14652	-0,26002	0,59958	-0,32212	-0,10576	-0,10411	0,38408
3 - Gastrocner	0,50663	0,91027	1	0,048926	0,7588	0,10901	0,56431	0,64761	0,61459	-0,094568	-0,25098	0,73993	-0,15538	0,021206	-0,093343	0,5748
4 - Biceps fem	0,28623	-0,060208	0,048926	1	0,44645	-0,49037	0,57795	-0,53472	-0,08439	0,51373	0,60264	0,53733	0,59891	0,38892	0,096981	-0,30655
5 - Quadriceps	0,80849	0,74959	0,7588	0,44645	1	-0,076839	0,82783	0,28703	0,22423	0,043545	-0,043105	0,67754	-0,11534	-0,1668	-0,36503	0,26188
6 - Quadriceps	0,044998	-0,030997	0,10901	-0,49037	-0,076839	1	-0,33113	0,41087	-0,18814	-0,47691	-0,29919	-0,34777	-0,30815	-0,41187	-0,13899	0,57998
7 - Gluteus me	0,44597	0,54131	0,56431	0,57795	0,82783	-0,33113	1	0,1051	0,035946	0,1379	-0,034102	0,72284	-0,081114	-0,13776	-0,40794	-0,091727
8 - External ab	0,085734	0,55362	0,64761	-0,53472	0,28703	0,41087	0,1051	1	0,38603	-0,5931	-0,78058	0,26943	-0,61185	-0,34518	-0,36511	0,58239
9 - Peroneus k	0,068151	0,59964	0,61459	-0,08439	0,22423	-0,18814	0,035946	0,38603	1	0,046144	0,079881	0,59232	0,077758	0,58424	0,52587	0,40592
10 - Tibialis an	0,18669	-0,14652	-0,094568	0,51373	0,043545	-0,47691	0,1379	-0,5931	0,046144	1	0,68872	0,14895	0,83285	0,62987	0,23935	-0,020962
11 - Gastrocne	0,077308	-0,26002	-0,25098	0,60264	-0,043105	-0,29919	-0,034102	-0,78058	0,079881	0,68872	1	0,087954	0,73826	0,64921	0,59581	-0,10331
12 - Biceps fei	0,24984	0,59958	0,73993	0,53733	0,67754	-0,34777	0,72284	0,26943	0,59232	0,14895	0,087954	1	0,14283	0,38245	0,08115	0,20828
13 - Quadricef	0,045558	-0,32212	-0,15538	0,59891	-0,11534	-0,30815	-0,081114	-0,61185	0,077758	0,83285	0,73826	0,14283	1	0,7781	0,49123	-0,015808
14 - Quadricef	-0,20194	-0,10576	0,021206	0,38892	-0,1668	-0,41187	-0,13776	-0,34518	0,58424	0,62987	0,64921	0,38245	0,7781	1	0,75742	0,053186
15 - Gluteus m	-0,33406	-0,10411	-0,093343	0,096981	-0,36503	-0,13899	-0,40794	-0,36511	0,52587	0,23935	0,59581	0,08115	0,49123	0,75742	1	-0,021603
16 - External a	0,33397	0,38408	0,5748	-0,30655	0,26188	0,57998	-0,091727	0,58239	0,40592	-0,020962	-0,10331	0,20828	-0,015808	0,053186	-0,021603	1

Kovariance obalek celeho zprac, useku mezi svaly navzajem

	1 - Peroneus k2	Tibialis antk3	Gastrocner4	Biceps fem5	Quadriceps6	Quadriceps7	Gluteus me8	External ab9	Peroneus k10	Tibialis an11	Gastrocne12	Biceps fei13	Quadricef14	Quadricef15	Gluteus m16	External a
1 - Peroneus k	1	0,60217	0,52386	0,43756	0,78015	0,00053329	0,47062	0,328	0,12726	0,35303	0,20649	0,28493	0,10428	-0,02457	0,059853	0,49162
2 - Tibialis ante	0,60217	1	0,5943	0,13262	0,63672	-0,10207	0,33759	0,36434	0,35943	0,2115	-0,065354	0,38836	-0,10499	-0,047432	0,13207	0,43251
3 - Gastrocner	0,52386	0,5943	1	0,18866	0,58444	0,18577	0,61757	0,39528	0,28999	0,23599	0,11958	0,41195	-0,055238	-0,019068	0,14047	0,47482
4 - Biceps fem	0,43756	0,13262	0,18866	1	0,51297	-0,17409	0,45927	-0,10894	-0,0018059	0,355	0,40162	0,47858	0,40987	0,32493	0,10924	-0,03312
5 - Quadriceps	0,78015	0,63672	0,58444	0,51297	1	-0,074171	0,65073	0,43287	0,23184	0,27736	0,18307	0,58952	0,11162	0,043918	0,018475	0,45943
6 - Quadriceps	0,00053329	-0,10207	0,18577	-0,17409	-0,074171	1	0,083356	-0,021249	-0,17012	-0,080351	0,14835	-0,27472	-0,18281	-0,26741	0,062167	0,077988
7 - Gluteus me	0,47062	0,33759	0,61757	0,45927	0,65073	0,083356	1	0,12541	0,043338	0,22234	0,32115	0,36076	0,01901	-0,057985	0,12105	0,15514
8 - External ab	0,328	0,36434	0,39528	-0,10894	0,43287	-0,021249	0,12541	1	0,25273 3,4733e-05	-0,16611	0,28367	-0,20331	-0,065435	-0,021111	0,64989	
9 - Peroneus k	0,12726	0,35943	0,28999	-0,0018059	0,23184	-0,17012	0,043338	0,25273	1	0,13788	0,31047	0,44611	0,20394	0,58775	0,45537	
10 - Tibialis an	0,35303	0,2115	0,23599	0,355	0,27736	-0,080351	0,22234 3,4733e-05	0,13788	0,13788	1	0,40278	0,092197	0,62715	0,43213	0,15105	
11 - Gastrocne	0,20649	-0,065354	0,11958	0,40162	0,18307	0,14835	0,32115	-0,16611	0,31047	0,40278	1	0,090642	0,42801	0,46216	0,56852	
12 - Biceps fei	0,28493	0,38836	0,41195	0,47858	0,58952	-0,27472	0,36076	0,28367	0,44611	0,092197	0,090642	1	0,22348	0,38382	-0,005724	
13 - Quadricef	0,10428	-0,10499	-0,055238	0,40987	0,11162	-0,18281	0,01901	-0,20331	0,20394	0,62715	0,42801	0,22348	1	0,72262	0,20237	
14 - Quadricef	-0,02457	-0,047432	-0,019068	0,32493	0,043918	-0,26741	-0,057985	-0,065435	0,58775	0,43213	0,46216	0,38382	0,72262	1	0,35855	
15 - Gluteus m	0,059853	0,13207	0,14047	0,10924	0,018475	0,062167	0,12105	-0,021111	0,45537	0,15105	0,56852	-0,005724	0,20237	0,35855	1	
16 - External a	0,49162	0,43251	0,47482	-0,03312	0,45943	0,077988	0,15514	0,64989	0,31387	0,34938	0,12306	0,28584	0,1055	0,14245	0,059786	

Průmerná poloha začátku a konce aktivity/%periody
(jsou to čísla z "lodi")

	1, interval aktivity				2, interval aktivity				3, interval aktivity				4, interval aktivity			
	Zacatek		Konec		Zacatek		Konec		Zacatek		Konec		Zacatek		Konec	
	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%
1 - Peroneus l	26,5785	26,7708	89,2632	5,4454	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
2 - Tibialis ant	64,6415	6,5469	101,1435	11,957	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
3 - Gastrocnr	55,7207	10,7932	112,7039	19,2783	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
4 - Biceps fem	58,5387	5,1237	80,9364	5,3029	7,4809	6,724	37,2074	9,0914	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
5 - Quadriceps	47,1916	12,784	89,6923	6,501	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
6 - Quadriceps	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
7 - Gluteus me	51,2753	7,6227	76,587	12,8551	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
8 - External ab	57,0345	14,1771	109,7927	8,8655	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
9 - Peroneus l	67,6714	4,0514	90,8754	1,881	0,67068	8,2068	24,7209	7,7362	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
10 - Tibialis an	13,6099	9,9942	70,9695	20,0188	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
11 - Gastrocnr	5,7808	6,4438	62,3526	25,147	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
12 - Biceps fei	57,8748	4,4337	85,565	10,6085	8,614	6,0289	30,4441	4,2918	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
13 - Quadriceř	6,5823	9,5693	43,0359	14,552	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
14 - Quadriceř	2,3071	8,6815	32,6067	6,1903	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
15 - Gluteus m	-1,9206	8,4638	26,0943	11,1234	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
16 - External a	36,1415	33,2469	96,8253	4,6045	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN

KOREKCE/% -5,7808 Pokud chcete jiný ref, sval, upravte odkaz v sousední bunce!

Průmerná poloha začátku a konce aktivity/%periody
(jsou to čísla z KORIGOVANYCH "lodi")

	1, interval aktivity				2, interval aktivity				3, interval aktivity				4, interval aktivity			
	Zacatek		Konec		Zacatek		Konec		Zacatek		Konec		Zacatek		Konec	
	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%
1 - Peroneus l	20,7977	26,7708	83,4824	5,4454	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
2 - Tibialis ant	58,8607	6,5469	95,3627	11,957	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
3 - Gastrocnr	49,9399	10,7932	106,9231	19,2783	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
4 - Biceps fem	52,7579	5,1237	75,1556	5,3029	1,7001	6,724	31,4266	9,0914	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
5 - Quadriceps	41,4108	12,784	83,9115	6,501	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
6 - Quadriceps	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
7 - Gluteus me	45,4945	7,6227	70,8062	12,8551	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
8 - External ab	51,2537	14,1771	104,0119	8,8655	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
9 - Peroneus l	61,8906	4,0514	85,0946	1,881	-5,11012	8,2068	18,9401	7,7362	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
10 - Tibialis an	7,8291	9,9942	65,1887	20,0188	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
11 - Gastrocnr	0	6,4438	56,5718	25,147	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
12 - Biceps fei	52,094	4,4337	79,7842	10,6085	2,8332	6,0289	24,6633	4,2918	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
13 - Quadriceř	0,8015	9,5693	37,2551	14,552	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
14 - Quadriceř	-3,4737	8,6815	26,8259	6,1903	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
15 - Gluteus m	-7,7014	8,4638	20,3135	11,1234	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN
16 - External a	30,3607	33,2469	91,0445	4,6045	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN	#VALUE! NaN

Prumerna poloha maxima v intervalu aktivy/%periody

	1, interval aktivy		2, interval aktivy		3, interval aktivy		4, interval aktivy	
	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%
1 - Peroneus l	77,1415	5,3331	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
2 - Tibialis ant	78,198	4,839	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
3 - Gastrocner	82,2311	4,7415	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
4 - Biceps ferr	68,5767	4,6656	21,7108	6,7581	NaN	NaN	NaN	NaN
5 - Quadriceps	78,0296	6,1376	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
6 - Quadriceps	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
7 - Gluteus me	63,3622	5,8024	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
8 - External ab	88,4861	7,5985	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
9 - Peroneus l	80,0679	3,9018	13,2754	5,4465	NaN	NaN	NaN	NaN
10 - Tibialis an	26,7373	5,779	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
11 - Gastrocne	15,9195	5,9343	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
12 - Biceps fei	69,5604	5,2069	18,6409	5,6356	NaN	NaN	NaN	NaN
13 - Quadriceř	24,2367	5,7112	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
14 - Quadriceř	17,0077	5,6915	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
15 - Gluteus m	13,6923	6,4562	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN
16 - External a	83,6617	5,2953	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN

KOREKCE/% -15,9195 Pokud chcete jiný ref, sval nebo jiný ref, okamžik (pocetek aktivy ref, svalu namisto jeho maxima), upravte odkaz v sousedni bunce!

Prumerna poloha maxima v intervalu aktivy/%periody
(jsou to cisla vztazena k hlavniemu maximumu ref, svalu)

	1, interval aktivy		2, interval aktivy		3, interval aktivy		4, interval aktivy	
	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%	Prumer/%	Std,/%
1 - Peroneus l	61,222	5,3331	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
2 - Tibialis ant	62,2785	4,839	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
3 - Gastrocner	66,3116	4,7415	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
4 - Biceps ferr	52,6572	4,6656	5,7913	6,7581	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
5 - Quadriceps	62,1101	6,1376	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
6 - Quadriceps	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
7 - Gluteus me	47,4427	5,8024	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
8 - External ab	72,5666	7,5985	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
9 - Peroneus l	64,1484	3,9018	-2,6441	5,4465	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
10 - Tibialis an	10,8178	5,779	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
11 - Gastrocne	0	5,9343	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
12 - Biceps fei	53,6409	5,2069	2,7214	5,6356	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
13 - Quadriceř	8,3172	5,7112	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
14 - Quadriceř	1,0882	5,6915	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
15 - Gluteus m	-2,2272	6,4562	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	
16 - External a	67,7422	5,2953	#VALUE! NaN		#VALUE! NaN		#VALUE! NaN	