

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

PRAHA 2011

Bc. Edita Vodhánilová

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ

ZDRAVOTNICKÁ TECHNIKA A INFORMATIKA



**Bc. Edita Vodhánilová**

Dekompozice signálu v povrchové elektromyografii

Decomposition of signal in surface electromyography

Diplomová práce

Vedoucí práce:

MUDr. Jakub Otáhal PhD.

---

Praha 2011

### **Prohlášení**

Čestně prohlašuji, že jsem zadanou diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením pana MUDr. Jakuba Otáhala, PhD. a uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

Souhlasím se zpřístupněním elektronické verze mé práce v Digitálním repozitáři Univerzity Karlovy v Praze (<http://repozitar.cuni.cz>). Práce je zpřístupněna pouze v rámci Univerzity Karlovy v Praze.

Souhlasím, aby tato závěrečná práce byla archivována v Ústavu vědeckých informací 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a zde užívána ke studijním účelům.

V Praze dne: 12. 8. 2011

.....

Edita Vodhánilová

## Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala MUDr. Jakobovi Otáhalovi PhD. za odborné vedení a cenné rady a připomínky během psaní této práce.

Velké díky patří rovněž mé rodině a blízkému okolí za veškerou podporu během psaní této práce.

## **Identifikační záznam**

VODHÁNILOVÁ, Edita. *Dekompozice signálu v povrchové elektromyografii*  
[*Decomposition of signal in surface electromyography*]. Praha 2011, 75 s.

Diplomová práce (Mgr.). Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta. Vedoucí  
magisterské práce Jakub Otáhal.

## ABSTRAKT

Předložená práce se zabývá dekompozicí elektromyografického signálu na jednotlivé sekvence akčních potenciálů. Velikost a tvar akčních potenciálů mohou poskytnout důležité informace o neuromuskulární funkci. V teoretické části jsou popsány základy neurofyzologie a fyziologie svalu. Stěžejní částí je popis elektromyografie a kapitola zabývající se dekompozicí EMG signálu, kde je uveden postup dekompozice a používané algoritmy. V praktické části je pomocí třech rozdílných signálů testována robustnost dekompozičních algoritmů, které obsahuje program EMGLAB. Výsledky jsou vyhodnoceny a porovnány statistickými metodami ANOVA a párový t-test.

**Klíčová slova:** akční potenciál, EMG signál, elektromyografie, dekompozice, EMGLAB

## ABSTRACT

This thesis describe decomposition of electromyographic signal into its constituent motor unit action potential trains. A size and a shape of the action potentials can provide an important information about neuromuscular function. There are described the basics of neurophysiology and physiology of muscle in the theoretic section. Mainstay part of the thesis is description of electromyography and chapter about decomposition of electromyography signal, where is introduced a method of decomposition and algorithms used for decomposition. In practical part is tested a robustness of algorithms, which are contained in program called EMGLAB. The trial is performed with three different signal and results are assessed and compared by the statistical methods ANOVA and paired t-test.

**Key words:** action potencial, EMG signal, electromyography, decomposition, EMGLAB

## Obsah

<b>1. ÚVOD</b> .....	<b>1</b>
<b>2. TEORETICKÁ ČÁST</b> .....	<b>2</b>
<b>2.1. Základní principy neurofyzologie</b> .....	<b>2</b>
2.1.1. Nervová buňka .....	2
2.1.2. Membránové potenciály .....	3
2.1.3. Synapse.....	8
2.1.4. Mediátory .....	9
2.1.5. Nervosvalová ploténka .....	10
2.1.6. Motorická jednotka .....	11
<b>2.2. Základy fyziologie svalu</b> .....	<b>13</b>
2.2.1. Svalová tkáň .....	13
2.2.2. Svalová kontrakce .....	16
<b>2.3. Elektromyografie</b> .....	<b>17</b>
2.3.1. Elektromyograf.....	17
2.3.2. EMG signál .....	22
2.3.3. Přístrojové zpracování signálu .....	23
2.3.4. Stimulační EMG.....	24
<b>2.4. Dekompozice EMG signálu</b> .....	<b>25</b>
2.4.1. Algoritmy pro dekompozici EMG signálu.....	30
<b>2.5. Matlab</b> .....	<b>37</b>
2.5.1. EMGLAB .....	38
2.5.2. EMGLODEC.....	39
2.5.3. DEMUSE® .....	40
<b>3. PRAKTICKÁ ČÁST</b> .....	<b>41</b>

<b>3.1. Dekompozice v programu EMGLAB .....</b>	<b>41</b>
<b>3.2. Metodika.....</b>	<b>47</b>
<b>3.3. Výsledky .....</b>	<b>49</b>
<b>4. DISKUZE .....</b>	<b>65</b>
<b>5. ZÁVĚR.....</b>	<b>67</b>
<b>6. POUŽITÁ LITERATURA .....</b>	<b>68</b>
<b>7. SEZNAM ZKRATEK.....</b>	<b>72</b>
<b>8. SEZNAM TABULEK .....</b>	<b>73</b>
<b>9. SEZNAM OBRÁZKŮ.....</b>	<b>74</b>
<b>10. SEZNAM GRAFŮ.....</b>	<b>76</b>
<b>11. SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>76</b>
<b>12. PŘÍLOHY .....</b>	<b>I</b>



### 1. ÚVOD

Elektromyografický signál je výsledkem výbojů ze skupiny svalových vláken organizovaných do funkční jednotky, kterou nazýváme motorická jednotka. Úkolem dekompozice EMG signálu je tyto výboje od sebe oddělit a rozdělit je na jednotlivé sekvence akčních potenciálů. Rozložený signál poskytuje všechny dostupné informace z EMG záznamu. Informace o timingu poskytuje kompletní popis intervalů mezi výboji, pálicí rychlost a synchronizační vlastnosti. Morfologie tvarů akčních potenciálů motorické jednotky poskytuje informace týkající se anatomie a zdraví svalových vláken.

V této diplomové práci je soustředěna pozornost na dekompozici povrchového EMG signálu, která je stále velkou výzvou oblasti analýzy EMG signálu. Práce je členěna na teoretickou a praktickou část. V první části jsou mimo jiné popsány základy neurofyzologie, elektromyografie a především je zde čtenář seznámen s problematikou dekompozice signálu. Praktická část pak obsahuje samotné testování softwaru EMGLAB, který je určen k dekompozici EMG signálu.

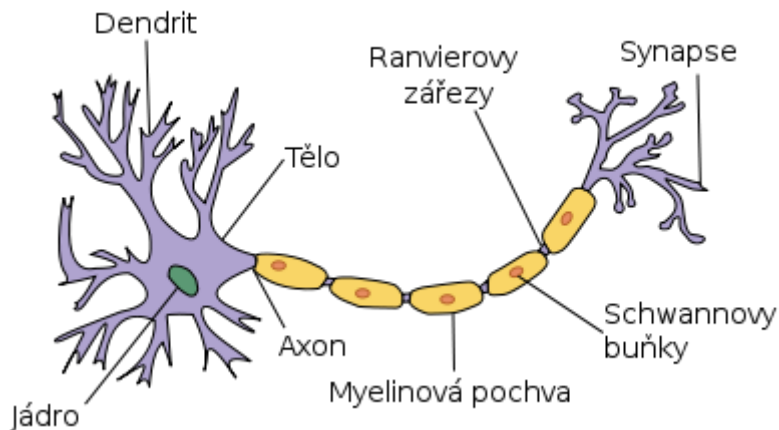
Cílem práce bylo zjistit, zda dekompoziční algoritmy obsahující program EMGLAB, jsou dostatečně robustní pro rozklad povrchového EMG signálu a signálu s různými úrovněmi šumu.

## 2. TEORETICKÁ ČÁST

### 2.1. Základní principy neurofyzologie

#### 2.1.1. Nervová buňka

Nervová buňka, neboli neuron (viz obr. 1) je základní stavební a funkční jednotkou nervové soustavy. Jedná se o vysoce specializovanou buňku, která je schopná přijmout, vést, zpracovat a odpovědět na speciální signály. Tyto buňky přenášejí a zpracovávají informace z vnitřního i vnějšího prostředí a tím podmiňují schopnost organismu na ně reagovat. V centrálním nervovém systému (CNS) vytvářejí neurony mnohonásobně propojenou prostorovou síť. Skládají se z těla a z dvou druhů výběžku. Dendrity mají dostředivé vedení, tj. přijímají vstupní informaci, bývá jich více, jsou kratší a bohatě se větví. Axon je výběžek vedoucí vzruch směrem od těla neuronu, tj. odstředivě, je vždy pouze jeden. Je většinou obalen myelinovou pochvou, která se výrazně podílí na přenosu nervového vzruchu. Axon obalený myelinovou pochvou se nazývá nervové vlákno. Myelinová pochva je přerušována Ranvierovými zářezy, které urychlují vedení vzruchu (1).



Obrázek 1 Neuron (dostupné z [http://cs.wikibooks.org/wiki/Nervové\\_buňky](http://cs.wikibooks.org/wiki/Nervové_buňky))

#### Membrána neuronu

Cytoplazmatická membrána nervové buňky hraje klíčovou úlohu při rychlém přenosu informace ve formě podráždění. Nacházejí se zde různé typy iontových kanálů. Při převaze

chemicky řízených iontových kanálů je membrána drážditelná převážně chemicky, kdy reaguje na příslušný mediátor. Pokud v membráně převažují napěťově řízené iontové kanály, je membrána drážditelná elektricky, tj. reaguje na změnu potenciálu (1).

### 2.1.2. Membránové potenciály

Membrána každé živé nervové nebo svalové buňky může být zdrojem potenciálového rozdílu. Tento rozdíl potenciálů mezi vnitřní a vnější stranou membrány je důležitou součástí mechanismů udržujících celkovou rovnováhu buňky. Vzniká zejména díky aktivnímu transportu (význam především při utváření klidového membránového potenciálu), ale rovněž i díky pasivnímu transportu (hraje roli hlavně při vzniku akčního potenciálu) různých iontů přes buněčnou membránu (2).

Membránové potenciály se podle vlastností membrány dělí na:

- Pasivní:
  - Klidový membránový potenciál (KMP)
  - Postsynaptické potenciály (PSP)
    - Excitační (EPSP)
    - Inhibiční (IPSP)
- Aktivní
  - Akční potenciál (AP)

Aktivní vlastnost membrány znamená, že se vzruch po membráně šíří pomocí napěťově řízených kanálů.

### **Klidový membránový potenciál**

Klidový membránový potenciál je výsledek rovnováhy, která se ustaví na základě koncentračního a elektrického gradientu jednotlivých iontů. V nervových buňkách dosahuje hodnot -70mV až -90mV. Na vnitřní straně membrány je v klidovém stavu záporný náboj a vnější strana je nabitá kladně. Na membránovém potenciálu se podílejí především  $K^+$ ,  $Na^+$ ,  $Cl^-$  a aniony bílkovin  $A^-$  (1).

Koncentrace iontů v extracelulárním prostředí je rozdílná od koncentrace iontů uvnitř buňky (viz tab. 1).

Intracelulární koncentrace [mmol/l]		Extracelulární koncentrace [mmol/l]	
Na <sup>+</sup>	12	Na <sup>+</sup>	145
K <sup>+</sup>	155	K <sup>+</sup>	4
Ca <sup>2+</sup>	10 <sup>-8</sup> - 10 <sup>-7</sup>	Ca <sup>2+</sup>	2
Cl <sup>-</sup>	4	Cl <sup>-</sup>	120
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	8	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	27
Bílkoviny A <sup>-</sup>	155	Bílkoviny A <sup>-</sup>	0

**Tabulka 1** Koncentrace iontů vně a uvnitř buňky (dostupné z [http://cs.wikipedia.org/wiki/Membránový\\_potenciál](http://cs.wikipedia.org/wiki/Membránový_potenciál))

V tabulce lze vidět, že uvnitř buňky se nachází značné množství bílkovin nesoucích záporný náboj, pro které je buněčná membrána nepropustná. Bílkoviny tudíž nemohou procházet skrz do extracelulárního prostředí a nachází se pouze uvnitř buňky. Tento jev je důležitý pro pochopení negativity vnitřku buňky.

Jak již bylo uvedeno, řízení elektrických dějů, včetně klidového membránového potenciálu v nervových buňkách, je založeno na regulaci prostupu iontů. Velikost klidového membránového potenciálu je určena následujícími faktory:

- Rozdílnými koncentracemi iontů v extra a intercelulární tekutině. Intracelulárně je vysoká koncentrace K<sup>+</sup> iontů a vně Na<sup>+</sup> iontů.
- Rozdílnou propustností buněčné membrány pro různé ionty (z důvodu přítomnosti iontových kanálů v plazmatické membráně neuronu). Membrána je částečně propustná pro K<sup>+</sup> ionty (obsahuje únikové kanály pro tyto ionty) a v podstatě nepropustná je pro Na<sup>+</sup> ionty. Draselné ionty mají proto tendenci proudit ve směru svého koncentračního gradientu ven z buňky. Tím vzniká elektrický gradient, který se snaží tomuto úniku zabránit. Čím více K<sup>+</sup> iontů přestoupí do extracelulárního prostoru, tím více stoupá elektrický gradient. Jakmile se vyrovná koncentrační gradient, nastane rovnováha mezi proudem K<sup>+</sup> iontů z buňky a do buňky. Tato rovnováha určuje hodnotu klidového membránového potenciálu.

- Činností sodíko-draselné pumpy ( $\text{Na}^+/\text{K}^+$  ATPáza), která přesouvá ionty sodíku a draslíku přes buněčnou membránu proti koncentračnímu gradientu. Tzn. sodík je čerpán ven z buňky a draslík dovnitř (3).

Tyto faktory fungují v jednoduchém zpětnovazebném obvodu tak, že udržují stálou koncentraci intracelulárních kationů, a to na hodnotě nižší, než je jejich koncentrace extracelulární. Nadbytek kladných iontů na zevní straně buněčné membrány je základem klidového membránového potenciálu a mluví se o tom, že membrána je polarizovaná (1).

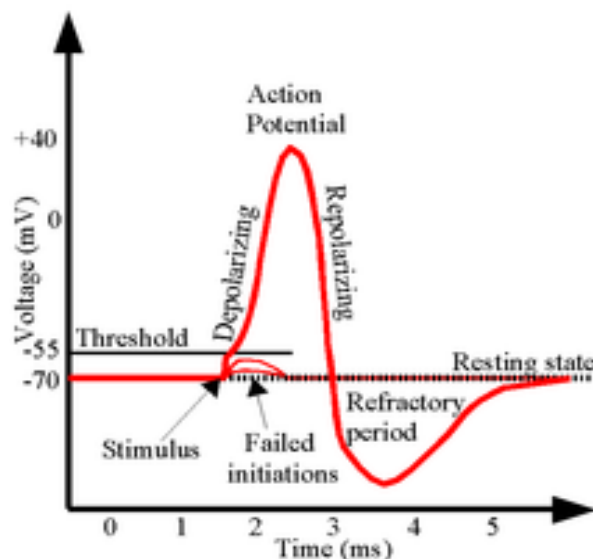
### Akční potenciál

V okamžiku průchodu vzruchu se mění klidová rovnováha na membráně nervové buňky, tzn., mění se polarizace. Sníží-li se depolarizací hodnota klidového potenciálu na prahovou hodnotu (tzv. prahový potenciál), nervové vlákno odpoví vznikem akčního potenciálu (viz obr. 2). Dochází k obrácení polarity membrány – transpolarizaci. Vrchol akčního potenciálu se během depolarizace blíží k rovnovážnému potenciálu pro  $\text{Na}^+$  tj. přibližně +30 až +40mV. Poté se membránový potenciál rychle navrácí ke klidové úrovni – repolarizaci. Uvedenou rychlou depolarizaci a repolarizaci označujeme jako hrotový potenciál (spike) (1). Po proběhnutí akčního potenciálu následuje ve fázi depolarizace krátká, asi 1 ms trvající doba tzv. absolutní refrakterní fáze, po kterou nelze vyvolat nový akční potenciál. Poté následuje relativní refrakterní perioda, kdy lze vyvolat akční potenciál pouze nadprahovým podnětem (2).

Vznik akčního potenciálu je vysvětlován tak, že následkem podráždění se otevřou iontové kanály a tak se změní propustnost membrány pro některé ionty. Výrazně vzroste propustnost pro  $\text{Na}^+$  ionty. Pro draselné ionty vzroste propustnost minimálně. To má za následek podstatně rychlejší tok kladných iontů  $\text{Na}^+$  z extracelulárního prostředí dovnitř do buňky než  $\text{K}^+$  iontů opačným směrem. Tím dojde k vyrovnání záporného náboje uvnitř buňky a potenciál stoupá od původní záporné hodnoty klidového potenciálu k nulové hodnotě a následně dochází i k transpolarizaci, kdy se vnitřek buňky stává kladným. V další fázi (klesající) se membrána stává opět propustnější pro ionty  $\text{K}^+$  než pro ionty  $\text{Na}^+$  a potenciál membrány se vrací ke klidové hodnotě (2).

Funkcí nervového vlákna není jen vznik akčního potenciálu, ale rovněž i jeho šíření. Při vzniku akčního potenciálu na nervovém vlákně, které nemá myelinový obal, dochází k iontovým tokům napříč membránou. Šíření akčního potenciálu se děje pomocí tzv. místních proudů. Místní proudy vznikají mezi vzbuzeným a nevzbuzeným místem membrány. V místě podráždění se polarita membrány obrací, kdy vnější strana je nabita záporně a vnitřní kladně. Podrážděný úsek má tedy opačný náboj než úsek sousední, nepodrážděný. Snaha o vyrovnaní náboje vede k podélným iontovým tokům, které způsobí depolarizaci sousedního úseku a tím pokles potenciálu pod prahovou hodnotu a vznik akčního potenciálu (3).

V myelinizovaných nervových vláknách se akční potenciál šíří jiným mechanismem a šíření je mnohem rychlejší. Nervová vlákna jsou obalena myelinovou pochvou, která je v 1 – 3 mm úsecích přerušovaná tzv. Ranvierovými zářezy. Myelin má dobré izolační vlastnosti a nevede elektrický proud. Vzruch se tedy šíří saltatorně mezi Ranvierovými zářezy (1).



**Obrázek 2** Akční potenciál (dostupné z <http://cs.wikipedia.org/wiki/Neuron>)

### Membránové potenciály u kosterního, srdečního a hladkého svalu

Klidový a akční potenciál membrány kosterního svalu mají podobné vlastnosti jako membrány nervové buňky. Pověly k činnosti kosterního svalu přicházejí od zakončení axonu motorického nervu. Různé axony jsou svým zakončením připojeny na různé počty svalových

vláken. Svalová vlákna ovládaná jedním axonem tvoří tzv. motorickou jednotku. Ta pracuje podobně jako nervové vlákno, v souladu s pravidlem „vše nebo nic“, tudíž jsou všechna vlákna jedné motorické jednotky aktivována téměř současně. Různého napětí (tonusu) se dosahuje buď změnou frekvence akčních potenciálů nebo změnou počtu motorických jednotek uváděných v činnost (2).

U buněk srdečního svalu je klidový membránový potenciál (během diastoly) okolo -80 až -90 mV. V průběhu systoly vzniká akční potenciál mající charakteristickou fázi plató, která se u kosterního svalu nevyskytuje. Fáze depolarizace je velmi rychlá, repolarizace naopak pomalá. Celý průběh akčního potenciálu, a tím i refrakterní perioda (absolutní i relativní část), je řádově delší než u kosterního svalu. Při depolarizaci se podobně jako u nervové buňky uplatňuje hlavně rychlý průnik sodných kationtů iontovými kanály dovnitř buňky. Ve fázi plató je zvýšena propustnost pro vápenaté ionty, které udržují stav depolarizace, a naopak se sníží propustnost pro draselné ionty a tím je zabráněno repolarizaci. Poté, co se sníží permeabilita pro vápenaté ionty, dojde ke zvýšení propustnosti pro  $K^+$  a dochází k repolarizaci a ustanovení klidového potenciálu (2).

U membrán buněk hladkého svalstva má klidový potenciál nižší hodnotu (kolem -50 mV). Je to způsobeno vyšší propustností pro sodné ionty (2).

### **Postsynaptické potenciály**

Postsynaptické potenciály vznikají na postsynaptické membráně neuronu po příchodu akčního potenciálu na synapsi. Akční potenciál vyvolá depolarizaci membrány a vyhlídí mediátoru do synaptické štěrby. Velikost a typ postsynaptické odpovědi vyvolané neuromediátorem je dán typem kanálu, který je mediátorem aktivován. Narozdíl od axonů, kde jsou především napětově řízené  $Na^+$  a  $K^+$  kanály, se na presynaptických zakončeních, dendritech a buněčných tělech vyskytuje mnoho dalších typů kanálů. Důležitou roli pro přenos signálu mají kanály pro  $Ca^{2+}$  ionty. Otevřením tohoto typu kanálů se zvýší permeabilita pro kalcium, dojde k jeho influxu do presynaptického zakončení a uvolnění mediátoru do synaptické štěrby exocytotickým mechanismem (4).

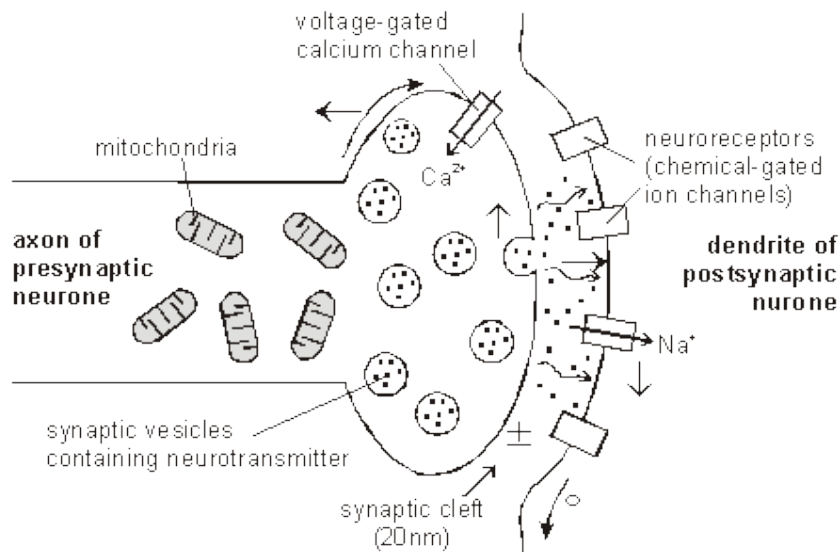
Mediátorem (neurotransmitterem) je obvykle acetylcholin. Ten se naváže na receptory na membráně druhé buňky. Podle typu uvolněného mediátoru (a funkčního typu synapse) dojde buď k otevření  $\text{Na}^+$  kanálů a zvýšení propustnosti membrány pro sodné ionty, nebo k otevření  $\text{K}^+$  a  $\text{Cl}^-$  kanálů ke zvýšení propustnosti membrány pro tyto ionty. Otevření  $\text{Na}^+$  kanálů vede k depolarizaci buňky a ke vzniku excitačního postsynaptického potenciálu (EPSP). Otevřením  $\text{K}^+$  a  $\text{Cl}^-$  kanálů dojde k hyperpolarizaci a ke vzniku inhibičního postsynaptického potenciálu (IPSP). Excitační i inhibiční postsynaptické potenciály využívají časové a prostorové sumace. Jediná depolarizační změna EPSP je hluboce podprahová (2-4 mV) a aby se potenciál mohl projevit, musí se sečíst účinky více potenciálů najednou až do spouštěcí úrovně (7,5-15mV). Mluvíme o časové sumaci, kdy se vzruchy vybavují v rychlém časovém sledu po téže aferentní dráze a o prostorové sumaci, kdy se sčítá účinek několika vzruchů přicházejících po několika různých aferentních vláknech. Pokud převažuje účinek excitačních potenciálů, dojde k depolarizaci membrány a ke vzniku AP. Pokud převládá účinek inhibiční, z buňky uniká více draslíku, dochází k hyperpolarizaci a k synaptickému útlumu (1).

### 2.1.3. Synapse

Synapse (viz obr. 3) je specializovaný mezibuněčný kontakt, který zajišťuje komunikaci mezi neurony (nebo mezi neuronem a smyslovou buňkou či efektozem). Neurony nemají spolu přímý kontakt, je mezi nimi mezera, resp. synaptická štěrbina a spojení se uskutečňují mezi nervovými zakončeními jednoho neuronu a vstupní membránou neuronu dalšího. Neuronální plazmatická membrána je v synaptických útvarech vysoce specializovaná. Většina synapsí v centrálním nervovém systému jsou synapse chemické. Přenos signálu v tomto typu synapse závisí na přítomnosti mediátorů v presynaptické části a biologická odpověď je dána různými typy receptorů v postsynaptické i presynaptické části. Jestliže přijde po nervovém vlákne určitého neuronu k nervovému zakončení signál v podobě akčního potenciálu, který můžeme označit jako signál elektrický, nepřejde ve stejné podobě na další neuron, ale přenesení se na další neuron v podobě signálu chemického: z nervového zakončení se vyloučí chemická látka – mediátor. Ten se naváže na buňky postsynaptické a změní permeabilitu jejich membrány. Dojde k otevření příslušných iontových kanálů a k vyvolání toku elektrického proudu. Následně dochází k depolarizaci a buď k excitaci synapse (převede vzruch), či



k inhibici synapse (hyperpolarizace a nepřevedení vzruchu). Jak bylo zmíněno výše, účinkem různých druhů mediátorů vznikají buď excitační (vzruch se převede) nebo inhibiční (vznik hyperpolarizace a nepřevedení vzruchu) potenciály. Potenciály se posléze sčítají a dle toho, zda převáží inhibiční či excitační vzruchy, dochází k centrálnímu podráždění či útlumu. Po uvolnění z vazby na receptor je mediátor buď degradován příslušným enzymem, nebo je transportován zpět do presynaptického útvaru, kde může být podle typu synapse a mediátoru enzymaticky rozložen, anebo znovu využit k další synaptické transmisi (1).



Obrázek 3 Synapse (dostupné z <http://www.biologymad.com/nervoussystem/synapse1.gif>)

### 2.1.4. Mediátory

Mediátory (transmitery, přenašeče) jsou specifické látky, které na chemických synapsích pomocí receptorů na postsynaptické membráně zprostředkovávají převod nervové aktivity látkovou cestou.

Přenos chemické transmise lze rozdělit do čtyř základních kroků:

1. Syntéza mediátoru v presynaptickém neuronu
2. Skladování mediátoru v presynaptickém útvaru a při příchodu akčního potenciálu jeho uvolnění do synaptické štěrby
3. Interakce mediátoru s receptorem postsynaptické membrány
4. Odstranění mediátoru ze synaptické štěrby

V nervovém systému jsou vytvářeny dvě základní skupiny signálních látek:

- a) nízkomolekulární mediátory (acetylcholin, dopamin, noradrenalin, adrenalin, serotonin, histamin, kyselina  $\gamma$ -aminomáselná (GABA), glycin)
- b) neuroaktivní peptidy (1).

### **2.1.5. Nervosvalová ploténka**

Nervosvalová ploténka je typem periferní synapse, která umožňuje převod vzruchu mezi vzrušivými tkáněmi či jednotlivými neurony. Konkrétně jde o spojení svalového vlákna a axonu míšního motoneuronu. Jedná se o chemickou synapsi, která má u svalů svá funkční i strukturální specifika (3).

V místě nervosvalové ploténky naléhá zvrásněná presynaptická nervová membrána na postsynaptickou svalovou membránu. Tím, že dochází k zanoření obou membrán do sebe, je dosaženo většího účinného povrchu. Prostor mezi presynaptickým zakončením a svalem je někdy označován jako primární synaptická štěrbin, prostor vzniklý sekundární invaginací postsynaptické membrány je označován jako sekundární synaptická štěrbin (3).

Mediátorem u nervosvalové ploténky je acetylcholin, který svým uvolněním do synaptické štěrbin aktivuje receptory řídicí kanály pro sodné ionty, pro které se zvýší propustnost a vznikne místní depolarizace (ploténkový potenciál). Po překročení kritické hranice je vyvolán svalový vzruch, který se dále šíří po svalovém vláknu (1).

Na jeden presynaptický akční potenciál uvolní ploténka v průměru 120 synaptických váček. Váčky o průměru 40 nm obsahují zhruba 10 000 molekul acetylcholinu, který je syntetizován v presynaptickém terminálu. Splynutím váček s presynaptickou membránou dojde k uvolnění jejich obsahu do synaptické štěrbin, což je iniciováno vtokem extracelulárního  $\text{Ca}^{2+}$  přes napětově řízené  $\text{Ca}^{2+}$  kanály presynaptického terminálu. Tyto kanály otevírá akční potenciál míšního motoneuronu a způsobí téměř 100násobné zvýšení intracelulární koncentrace  $\text{Ca}^{2+}$  v presynaptickém terminálu (1).

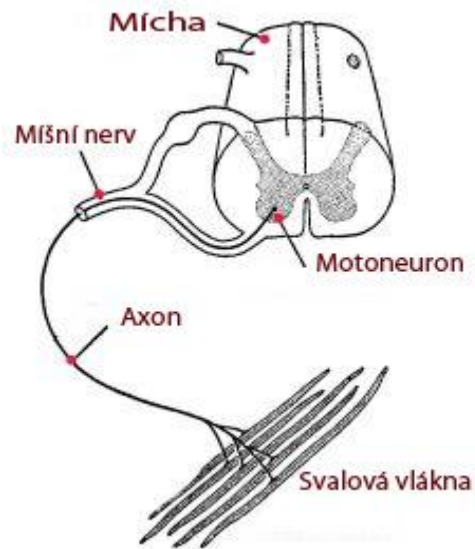
Postsynaptická část, která je od presynaptické oddělená 20-30 nm mezerou, je pod každým terminálem zřasená četnými invaginacemi, které, jak již bylo zmíněno, zvětšují aktivní plochu

pro příjem acetylcholinu. Ten se na postsynaptické membráně váže s ionotropními cholinergními receptory nikotinového typu. Tyto receptory otevírají přímo iontové kanály pro ionty  $\text{Na}^+$ , které podél svého elektrochemického gradientu vtékají dovnitř sarkoplazmy a lokálně (v okolí ploténky) depolarizují sarkolemu. Vzniklé lokální podráždění je díky velké hustotě napěťově řízených kanálů sarkolemy rychle převedeno na akční potenciál sarkolemy, který se bez dekrementu šíří dále celou sarkolemou. Dochází ke kontrakci svalového vlákna (3).

Aby mohla být síla svalové kontrakce přesně gradovaná, musí po rychlé kontrakci docházet také k rychlé relaxaci. Toho je docíleno rychlým odbouráním acetylcholinu ze synaptické štěrbině pomocí enzymu acetylcholinesterázy (1).

### **2.1.6. Motorická jednotka**

Sherrington (1930) definoval motorickou jednotku (viz obr. 4) jako základní strukturální a funkční jednotku motorického systému. Skládá se z míšního motoneuronu, jeho axonu a všech svalových vláken, která jsou tímto motoneuronem inervována. Motorická jednotka může mít různou podobu a různé vlastnosti. Motoneurony se nacházejí v předních rozích míšních a na jejich somatu i dendritech je velké množství (několik set) excitačních i inhibičních synapsí, kde končí jednak aferentní vlákna z periferních nervů, ale zejména vlákna spinálních descendentních drah. Každé z těchto vláken může na dendritech nebo těle motoneuronu způsobit excitační nebo inhibiční postsynaptický potenciál. Jestliže součet postsynaptických potenciálů v daném okamžiku překročí určitou prahovou hodnotu, vzniká v oblasti iniciálního segmentu akční potenciál (5)



**Obrázek 4** Schéma motorické jednotky (dostupné z <http://smpp.northwestern.edu/research/single/index.html>)

Vlna depolarizace se šíří z oblasti iniciálního segmentu po axonu periferně a aktivuje prostřednictvím nervosvalové ploténky všechna svalová vlákna v motorické jednotce. V těchto svalových vláknech vzniká depolarizace membrány, která se šíří po celé membráně svalového vlákna, vzniká svalový akční potenciál (MAP). Potenciál, který je součtem jednotlivých svalových akčních potenciálů při aktivaci jedné motorické jednotky, je označován jako potenciál motorické jednotky (MUP) (5).

V každém svalu se vyskytují motorické jednotky různých velikostí, tj. s větším či menším počtem svalových vláken. To má své fyziologické opodstatnění i praktický význam. Obecně platí, že svaly jejichž ovládnutí musí být precizní a musí reagovat rychle, mají menší motorické jednotky (např. oko-hybné svaly nebo laryngeální svaly mají motorické jednotky obsahující a řídící maximálně 10 svalových vláken). Naopak velké svaly, které nepotřebují precizní ovládnutí, mají motorické jednotky, jejichž motoneuron ovládá několik stovek svalových vláken (např. posturální svaly) (1).

### **Nábor motorických jednotek**

Síla svalové kontrakce závisí na počtu aktivovaných motorických jednotek a na frekvenci jejich aktivity. Rekrutment neboli nábor motorických jednotek je tedy termínem pro nárůst

počtu aktivních motorických jednotek, který je dán velikostí požadované síly svalové kontrakce. Při slabé kontrakci se zapojují preferenčně pomalá tonická vlákna. Při potřebě větší síly se začnou rekrutovat vlákna fázického, rychlého typu (5), (1).

Menší motorické jednotky jsou inervovány menšími motoneurony, které mají nižší práh dráždivosti, a tudíž se aktivují při malé síle. Jejich činnost umožňuje jemnější gradaci svalové síly. Při maximálním úsilí se aktivují největší motoneurony a největší motorické jednotky. Velké motorické jednotky mají vyšší práh dráždivosti a potřebují tudíž větší podráždění z více presynaptických neuronů. Při svalové kontrakci dochází tedy nejprve k aktivaci menších motorických jednotek a postupně se zvětšováním svalové síly aktivují větší a větší motorické jednotky. Tento princip je úspěšně využíván k zamezení únavy svalů a neuronů, jelikož při menší svalové síle jsou aktivovány pouze menší, méně unavitelné motorické jednotky tonického typu (řízené malými alfa-motoneurony) a při zvětšující se potřebě větší síly se začnou aktivovat i větší, snáze unavitelné motorické jednotky fázického typu (řízené velkými alfa-motoneurony) (5), (1).

Jednotlivé motorické jednotky pracují nezávisle na sobě, a proto je výsledný efekt plynulým pohybem (6).

## **2.2. Základy fyziologie svalu**

V následující kapitole bude popsána fyziologie svalstva. Vzhledem k zaměření práce bude kapitola věnována především seznámení s fyziologií kosterního svalstva.

### **2.2.1. Svalová tkáň**

Svalová tkáň patří ke vzrušivým tkáním se základní funkční vlastností kontrakce a relaxace, které se uplatňují ve všech typech svalů (1).

Rozlišujeme tři typy svalů. Kosterní příčně pruhovaný sval, který je tvořen svazkem svalových vláken, srdeční sval, který obsahuje podobný typ vláken tvořících síť a hladký sval tvořený jednotlivými svalovými buňkami. Každý typ svalu má jinou charakteristiku kontrakce, ale její mechanismus je podobný. Vzhledem k tomu, že EMG signál je snímán

ze svalu příčně pruhovaného, následující řádky jsou věnovány popisu jen tohoto typu svalu (7).

Hlavní funkcí kosterní svaloviny je působit silou na kostru a tím ji uvádět do pohybu. Jednou z důležitých charakteristik funkčního kosterního svalu je jeho přirozený modus kontrakce, vyžadující intaktní a funkční nervovou inervaci udržující jeho normální aktivní tonus a trofiku.

Počet svalových vláken v kosterním svalu je podle jeho velikosti  $10^4 - 10^6$ . Každé svalové vlákno je relativně rozsáhlá a komplexní mnohojaderná buňka, jejíž délka se pohybuje od několika málo milimetrů (m.stapedius) až po desítky centimetrů (m.sartorius) a průměru od  $10\mu\text{m}$  do  $100\mu\text{m}$ . Skládá se ze svazku asi 1000 myofibril, které jsou tvořeny za sebou řazenými kontraktilními jednotkami nazývanými sarkomera. Každá sarkomera obsahuje vlákna proteinových molekul, jejichž interakce umožňují svalovou kontrakci. Jsou to molekuly myozinu tvořící silná filamenta, molekuly aktinu, které formují slabá filamenta, molekuly tropomyozinu tvořící řetěz ovinutý kolem vláken aktinu a molekuly troponinu navázané na tropomyozin. Organizace filament je taková, že myozinová jsou umístěna ve střední části sarkomery, aktinová jsou zakotvena v obou koncích sarkomery a zasahují na určitou vzdálenost mezi myozinová vlákna. Struktura na příčném řezu vypadá tak, že každé myozinové vlákno má kontakt se šesti aktinovými (7).

Podstatou kontrakce je vzájemná kalcium řízená interakce mezi aktinovými a myozinovými filamenti vedoucí k vzájemnému posunu, neboli klouzání aktinových a myozinových filament, a tím ke zkracování svalu (1).

Myozin vytváří rozšířené hlavy vyčnívající nad povrch silných vláken, které mají schopnost vázat se za spotřeby energie na aktin. K vazbě může dojít jen při odkrytí vazebných míst na aktinovém vlákně, která jsou v klidu chráněna tropomyozinem. Deformace jeho molekuly je umožněna vazbou kalciových iontů na navázané molekuly troponinu.  $\text{Ca}^{2+}$  ionty se nacházejí v tubulárním systému svalového vlákna. Vzruch po vychlípeninách svalové membrány nazvaných transversální tubuly dospěje do blízkosti terminálních cisteren, které jsou součástí sarkoplazmatického retikula tvořícího tubulární systém sarkomery. Podráždění

je přeneseno a způsobí uvolnění  $\text{Ca}^{2+}$  iontů z tubulů do prostředí myofibril, což vede ke kontrakci svalu. energii ke kontrakci získává svalová buňka buď cestou aerobní – oxidativními pochody, nebo anaerobní za účasti enzymu fosforylázy. Podle této enzymatické výbavy se dělí svalová vlákna do typů. Každý typ má jiné vlastnosti co se týká síly stahu, rychlosti, citlivosti k únavě (3).

### Typy svalových vláken

Rozdíly mezi jednotlivými typy svalových vláken jsou dány mechanickými vlastnostmi a metabolickými požadavky různých svalových skupin. Lidské svaly jsou složeny ze tří druhů svalových vláken: svalová vlákna pomalého typu a dva druhy vláken rychlého typu.

Červená vlákna jsou tvořena pomalými vlákny typu I, jejichž mechanická odpověď na jeden akční potenciál má delší latenci (desítky ms) a trvá poměrně dlouho (i přes 200 ms). Tyto vlákna nejsou schopna generovat velkou sílu, ale dokážou generovat napětí po dlouhou dobu, aniž by se energeticky vyčerpala. Červená barva je dána značným množstvím myoglobinu (1).

Bílá vlákna rychlého typu II mají mechanickou odpověď s krátkou latencí (jednotky ms) a krátkým trváním (50 ms). Dosahují větší síly. Tato vlákna jsou specializována na jemné a přesné pohyby. Mají jiné uspořádání myozinu, které umožňuje dosažení velké síly při rychlé kontrakci. Tato vlákna se dělí do dvou skupin v závislosti na jejich odolnosti k únavě (1).

Unavitelná rychlá vlákna typu IIB využívají anaerobního mechanismu během kontrakce za nedostatku kyslíku, mají poměrně velké zásoby glykogenu, který se ale při nedostatku kyslíku rychle vyčerpá a mění se na laktát. K znovunabytí původní funkce potřebují několikahodinovou regeneraci (1).

Posledním typem jsou únavě odolná rychlá vlákna typu IIA, která jsou schopná rychlé dynamické kontrakce při dobré aerobní kapacitě (1).

Vlákna inervovaná jedním motoneuronem jsou vždy stejného typu, tudíž výsledná svalová síla motorické jednotky nezávisí jen na počtu inervovaných svalových vláken, ale i na jejich kontraktilních schopnostech (1).

### 2.2.2. Svalová kontrakce

Podstatou svalové kontrakce na molekulární úrovni je posun myozinových filament po filamentech aktinových. V klidovém stavu je interakci mezi aktinem a myozinem zabráněno vmezeřeným troponin-tropomyozinovým komplexem. Tento komplex tvoří „relaxační protein“, jenž při nízké koncentraci sarkoplazmatického  $\text{Ca}^{2+}$  brání kontrakci. Po uvolnění  $\text{Ca}^{2+}$  ze sarkoplazmatického retikula a z extracelulárního prostoru se jeho koncentrace v sarkoplazmě rychle zvyšuje. Ion  $\text{Ca}^{2+}$  se rychle váže na podjednotku C-troponinu, což vede k její konformační změně a následnému vtažení tropomyozinové molekuly hlouběji do zářezů dvoušroubovice aktinového filamenta. To obnaží tropomyozinem překrytá aktivní místa aktinu a umožní tak vznik aktino-myozinového komplexu, mechanického spojení mezi hlavami myozinu a F-aktinovými molekulami. Výsledkem vzniklé vazby je okamžitá konformační změna myozinu způsobující ohnutí jeho krčku v oblasti spojení s hlavou asi o  $45^\circ$  a vzájemnému posunutí aktinu a myozinu. Poté se z aktino-myozinového komplexu uvolní ADP, aniž by se tento komplex rozpojil. K rozpojení komplexu a zpětnému vrácení krčku do původního úhlu a oddálení hlavy myozinu od aktinu dochází až po opětovném navázání molekuly ATP na hlavu myozinu. To vede k okamžité hydrolýze ATP a konverzi uvolněné energie na mechanickou energii uskladňovanou do struktury krčku pro další kontrakci. Myozinová hlava se v přítomnosti dostatečného množství  $\text{Ca}^{2+}$  opět naváže na aktin (na tentýž v případě izotonické kontrakce, na další v případě kontrakce izometrické) a zahájí se nový cyklus kontrakce (1).

Hydrolýza ATP je možná jen za přítomnosti  $\text{Mg}^{2+}$  iontů. Interakce mezi dvěma molekulami aktinu a myozinu generuje miniaturní sílu několika pN a pokud je svalu umožněno se zkracovat, obě vlákna se vzájemně posunou asi o 5nm. Jednotlivé hlavy myozinu pracují nezávisle na sobě, a tedy síla kontrakce se zvyšuje s počtem aktino-myozinových komplexů. Frekvence znovuvytvoření spojení hlav myozinu s aktinem se podle typu příčně pruhovaného svalu pohybuje od 5 Hz do 50 Hz. Opakovaná aktivace aktino-myozinových komplexů a s tím související stah je ukončen poklesem koncentrace  $\text{Ca}^{2+}$  iontů v cytosolu (1).



## **2.3. Elektromyografie**

Elektromyografie je vyšetřovací metoda k hodnocení a zaznamenání elektrické aktivity produkované kosterními svaly. Tuto aktivitu zachycujeme pomocí elektromyografu, který detekuje elektrické potenciály generované svalovými buňkami (7).

Studium elektrické aktivity kontrahujícího se svalu nám poskytuje informace týkající se struktury a funkce motorické jednotky. Umožňuje nám lokalizovat stranu patologie, zda jde o postižení svalu nebo nervu, a navíc nám podává údaje o povaze patologického procesu.

### **2.3.1. Elektromyograf**

Na rozdíl od ostatních přístrojů používaných v medicíně (např. EKG, EEG) se specifika a stavba jednotlivých EMG přístrojů, které jsou na trhu, velmi liší. V zásadě by měly být EMG přístroje konstruovány tak, aby docházelo k co nejmenšímu narušení biologického signálu. Jednoduchý elektromyograf se skládá ze zesilovače, displeje (osciloskop) a reproduktoru, záznamového systému a stimulátoru (8).

#### **Zesilovač**

EMG zesilovač musí být schopen znásobit amplitudu v rámci dostatečného rozsahu frekvence, potlačit souřázové napětí (common mode signal rejection) a rychle obnovit svou funkci po přetížení. Výkon zesilovače je poměr mezi vstupním a výstupním napětím a je pro EMG zesilovač obvykle nastavitelný mezi 1000 a 1 000 000 W. Zesilovače jsou konstruovány jako diferenciální, co znamená, že zesilují pouze rozdíl signálů přiváděných z aktivní a referenční elektrody (9).

Důležitým parametrem zesilovače je diskriminační činitel (common mode rejection ratio = CMRR). Jedná se o poměr zesílení diferenciálního signálu k zesílení souřázového signálu. Aby zesilovač dobře odstraňoval šum, CMRR musí být vysoké. Je závislý na frekvenci a za normálních okolností je menší pro vyšší frekvence. Dolní limit frekvence pro zesilovač je obvykle 2 Hz a horní limit 10 kHz (10).

### Stimulátor

Výstupní obvody stimulátoru vyžadují dobrou izolaci od země a měly by mít velmi nízkou kapacitanci, aby stimulační artefakty byly co nejnižší (11). Stimulátor by měl být dále navržen tak, aby impulzy o relativně krátkém trvání dodaly dostatek proudu ke stimulaci všech vodivých vláken nacházejících se v daném nervu. Krátké trvání pulzu je důležité hlavně z toho důvodu, že dlouhé pulzy mohou aktivovat sousední svaly. Krátké pulzy také s menší pravděpodobností aktivují nervová vlákna vedoucí bolest, což by mohlo vést k opakovanému výboji, který je nežádoucí. Délka pulzu by tedy měla být mezi 10 až 300  $\mu\text{s}$  a nezbytný je maximální výkon alespoň 200 V (12).

### Elektrody

Používá se mnoho různých typů elektrod v závislosti na požadavcích daného vyšetření. Dělí se podle konstrukčního typu na povrchové a jehlové elektrody a podle účelu použití na registrační, stimulační a zemní elektrody (13).

#### **Podle konstrukčního typu:**

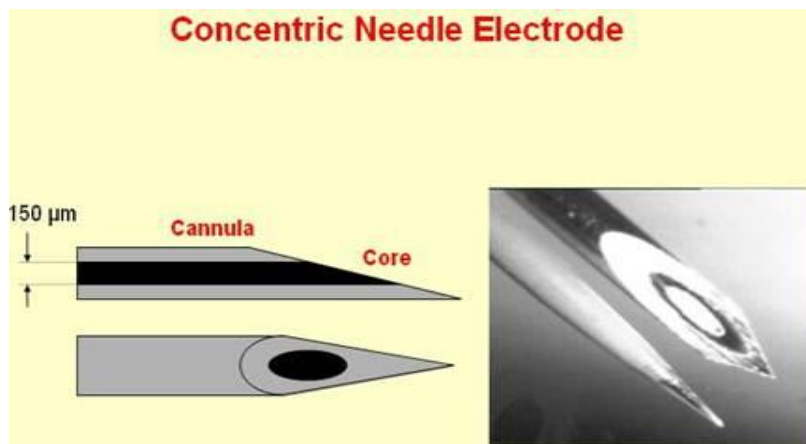
##### Povrchové elektrody

Povrchové elektrody se používají k reflexologickým studiím, ke kineziologickému vyšetření a k vyšetření rychlosti vedení nervem (nerve conduction velocity). Nejsou vhodné k vyšetření akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek, jelikož snímají potenciály z větší plochy, a tudíž se zaznamenává aktivita z více motorických jednotek najednou (8). Většinou se jedná o menší kovové disky ze stříbra nebo z jiného nerezového kovu, které se v páru umísťují na měřený sval a snímá se rozdíl potenciálů mezi nimi (12).

##### Jehlové elektrody (koncentrické, bipolární, monopolární)

Koncentrická jehlová elektroda (viz obr. 5) se skládá z tenkého platinového drátu, jehož zkosený konec tvoří bodová elektroda ležící v kanyle představující indifferenční elektrodu. Kanyla a tenký drát jsou od sebe odděleny izolační vrstvou. Typy, které jsou běžně používány pro záznam potenciálů motorických jednotek kosterních svalů, mají průměr 0,5-0,6 mm

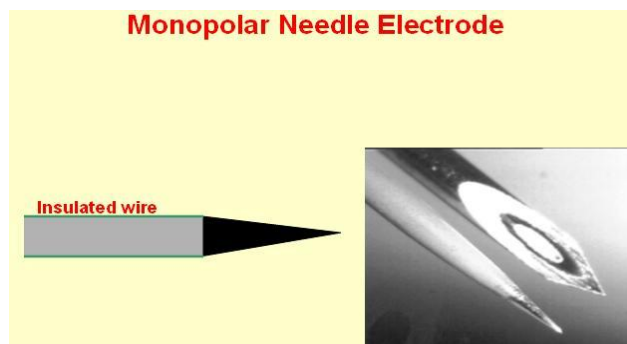
a povrch bodové elektrody je  $0,07 \text{ mm}^2$ . Pro záznam potenciálu z jediného svalového vlákna používáme výrazně menší elektrody s povrchem  $0,005\text{-}0,001 \text{ mm}^2$  (8).



**Obrázek 5** Koncentrická jehlová elektroda (dostupné z <http://www.lisin.polito.it/DEMUSE/Publish/EMGs.html>)

Bipolární elektroda se skládá z kanyly obsahující dva izolované vodiče. Zaznamenává se potenciální rozdíl mezi těmito dvěma vodiči, které jsou připojeny k dvoutaktnímu zesilovači, zatímco vnější kanyla slouží jako zemnicí elektroda. Bipolární elektrody se často používají jako stimulační elektrody (12). Záznam pomocí těchto elektrod je více selektivní, jelikož zaznamenávají potenciály z malého prostoru (8).

Monopolární elektrody (viz obr. 6) jsou potažené izolačním lakem a odizolované na špičce. Změny napětí jsou zaznamenány mezi touto elektrodou a referenční elektrodou, která je buď povrchová, nebo je aplikována subkutánně (8). Hrot této elektrody může být tak tenký, že je schopen poskytnout záznam z velmi malé plochy a tudíž umožní zaznamenat jednotlivé akční potenciály i při silové volní kontrakci (12).



**Obrázek 6** Monopolární jehlová elektroda (dostupné z <http://www.casaengineering.com/instruipegs/slide43.jpg>)

### **Podle účelu použití:**

#### Registrační elektrody

Registrační elektrody mohou být jehlové i povrchové. Aktivní elektroda snímá elektrickou aktivitu a je umístěna nad bříškem zkoumaného svalu. Referenční elektroda je umístěna nad šlachou. Výsledný EMG signál je rozdílem napětí mezi aktivní a referenční elektrodou (13).

#### Stimulační elektrody

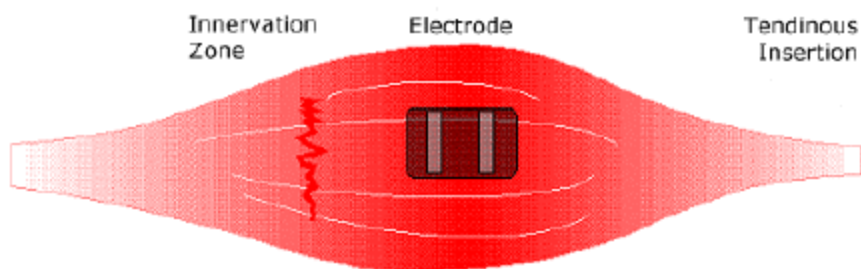
Tento typ elektrod se používá k aplikaci elektrického proudu během vyšetření pomocí stimulační elektromyografie. Vždy musí být použity v páru – katoda, anoda. Rozeznáváme bipolární stimulační elektrody, které mají obě dvě stejnou velikost a během stimulace od sebe nejsou vzdáleny více jak 5 cm a jsou obě uloženy podél nervu. Pokud jsou stimulační elektrody unipolární, znamená to, že katoda je umístěna nad nervem a je menší než anoda, která je v určité vzdálenosti od nervu (11).

#### Zemnicí elektrody

Zemnicí elektrody jsou povrchové, obvykle ve formě fixovatelné páskové elektrody (13).

### Umístění elektrod

Registrační elektroda by měla být umístěna mezi motorickým bodem a úponem šlachy nebo mezi dvěma motorickými body a to podélně ve střední linii svalu. Podélná osa elektrody by měla být paralelně se svalovými vlákny (viz obr. 7).



**Obrázek 7** Správné umístění elektrody (převzato De Luca, 2002)

Elektroda by neměla být umístěna na svalovém úponu nebo v jeho blízkosti, kde se svalová vlákna stávají tenčí a jejich počet se zmenšuje, čímž dochází ke snížení amplitudy EMG signálu. Dále by se registrační elektroda neměla přikládat na motorický bod svalu. Motorický bod svalu je místo, kde i minimální elektrické podráždění způsobí zřetelný záskub svalových vláken. Tento bod obvykle, ale ne vždy, odpovídá části inervační zóny, kde je největší hustota nervových vláken. Toto místo je často používáno jako orientační bod vzhledem k jeho snadné identifikaci. Bohužel z pohledu stability signálu se jedná o místo, kde je nejhorší detekce EMG signálu. V tomto místě putují akční potenciály kaudálně a kraniálně podél svalových vláken a tudíž je fázová diference mezi negativními a pozitivními akčními potenciály minimální a v časové oblasti se signál jeví roztřepený a s ostřejšími hroty. Ztráta stability signálu vyplývá z faktu, že i minimální posunutí registrační elektrody způsobí nepředvídatelné změny v charakteristice frekvence signálu (14).

Referenční elektroda by měla být umístěna na elektricky neutrální tkáni (kost) a co nejdále od místa snímání elektrického signálu. Je důležité, aby referenční elektroda měla dobrý kontakt s pokožkou a proto by měla mít větší rozměr (2x2cm). Pokud je menší, materiál musí

být vysoce vodivý a zároveň musí být zajištěno pevné připevnění k pokožce. Pro tyto účely se často používají vodivé gely (14).

### 2.3.2. EMG signál

Elektromyografie, jak již bylo zmíněno, se zabývá vyvoláním, záznamem a analýzou svalových elektrických potenciálů, které přichází z motorické jednotky. Nejjednodušší signál, který je možné vidět na EMG, je akční potenciál, který vzniká depolarizací a repolarizací membrány jednoho svalového vlákna. Pokud chceme získat tento signál, je třeba použít jehlovou mikroelektrodu, kterou aplikujeme přímo na dané svalové vlákno (15), (7).

Při použití povrchových elektrod dostaneme signál vyvolaný aktivitou více svalových vláken zásobených z jedné nebo i více motorických jednotek. Signál, získaný tímto způsobem, tedy zaznamenává AP z jedné nebo z více motorických jednotek, které se nachází v blízkosti elektrody a poskytuje obecnější znázornění svalové aktivity (7), (5).

Čím více je daná motorická jednotka izolována a aktivace jednotlivých vláken synchronizována, tím vyšší je amplituda křivky, která je sledována. Při stoupání síly produkované svalem a tudíž zvyšování počtu akčních potenciálů motorických jednotek v místě měření, se křivka značně mění a identifikace jednoho akčního potenciálu se stává obtížná a je možné vyšetřit jen povrchové svaly (5).

### Artefakty

Jako artefakt je definován signál, který nepochází z vyšetřovaného svalu. Artefakty mohou být zachyceny v kterékoliv části elektromyografu a v jakémkoliv bodě záznamu vyšetření. Mohou být z velké části minimalizovány při použití vysoce kvalitního vybavení, správné elektrodové konfiguraci, adekvátní přípravě pokožky, stabilizací elektrod a při použití elektromagnetického stínění (16). Nejčastěji pocházejí z následujících zdrojů:

- Z elektronických součástí detekčního a záznamového zařízení. Tento šum nelze zcela potlačit, lze ho jen snížit (14).
- Šum pocházející ze zdrojů elektromagnetického záření, např. televizní a rádiový přenos, žárovky, zářivky atd. V podstatě každý elektrický přístroj může způsobit

nevyžádaný elektrický šum. Jelikož povrch našeho těla je neustále zaplaven elektromagnetickým zářením, je prakticky nemožné se na zemském povrchu vyhnout jeho expozici (14).

- Pohybové artefakty: pocházejí ze dvou hlavních zdrojů – z rozhraní mezi povrchem elektrody a pokožkou a z pohybu kabelu připojující elektrodu k zesilovači. Oba dva zdroje šumu mohou být sníženy vhodným designem elektrického obvodu (14).

### 2.3.3. Přístrojové zpracování signálu

V klinické praxi jsou svalové akční potenciály zaznamenávány pomocí elektrod umístěných blízko svalových vláken. Tyto potenciály jsou ale velmi malé ( $15\mu\text{V}$  až  $10\text{mV}$ ) a proto je před zobrazením signálu nezbytné jeho zesílení, které se provádí pomocí diferenciálního zesilovače (viz výše).

Signál musí být většinou zpracován a upraven, aby bylo možné lépe rozlišit a oddělit části, které jsou pro nás podstatné a významné. Zpracování se většinou provádí s použitím frekvenčních filtrů nebo matematického průměrování s cílem snížit počet datových bodů a tím poskytnout jasnější zobrazení signálu (10).

Filtry pomáhají zredukovat šum a potlačit artefakty takovým způsobem, že nedojde k deformaci té části vln, která je předmětem zájmu. Podstatou je nastavení frekvenčního pásma v takovém měřítku v jakém se objevuje signál, který chceme zaznamenat. Frekvence nižší a vyšší než jsou v nastaveném pásmu, jsou poté potlačeny a frekvence nacházející se v daném pásmu jsou maximálně zesíleny (10).

Po zesílení a odfiltrování je amplituda signálu převedena do digitální podoby a je sbírána v oddělených časových intervalech. To umožňuje signály dále zpracovávat a dovoluje vypočítání různých parametrů vln (10).

Po takovémto upravení se signál zobrazí na obrazovce. Často se používá i zvukový záznam.

### 2.3.4. Stimulační EMG

Stimulační elektromyografii používáme k zjištění schopnosti vedení impulzu periferními nervy. Princip této metody je prostý a vychází z toho, že impuls o krátkém trvání způsobí depolarizaci jen při vysoké intenzitě a naopak dlouhotrvajícímu impulsu stačí i prahová intenzita k vyvolání depolarizace (12).

Stimulace je prováděna tak, že nervový stimulátor generuje elektrický proud, který je přenášen k nervu pomocí elektrod připevněných na pokožku. Cílem stimulace je vyvolání stejného stupně depolarizace v průběhu času. Začíná se stimulem o minimální intenzitě, který postupně zvyšujeme, až dosáhneme supramaximální intenzity. K dosažení této intenzity potřebujeme, při použití povrchových elektrod, proud o velikosti 30-50 mA (17).

Vznik akčního potenciálu závisí na proudu aplikovaném stimulatorem. Z Ohmova zákona vyplývá, že množství proudu, které protéká tělem, je rovno velikosti napětí dělené elektrickým odporem. Každá změna v impedanci pokožky tedy vyžaduje odpovídající změnu v napětí k zajištění konstantního proudu, a tudíž konstantního stupně depolarizace nervu. Odpor snižujeme aplikací vodivého gelu na čistou a suchou pokožku (17).

Stimul by měl být monofázický. Intenzita podnětu, potřebná k zahájení nervového výboje, by měla exponenciálně stoupat s klesající délkou impulzu. Krátký impuls, jak bylo zmíněno výše, vyžaduje vyšší intenzitu proudu k vyvolání akčního potenciálu a naopak. Nicméně pokud šířka impulzu přesáhne 0,5 ms, může dojít k přímé stimulaci svalu, nebo k repetitivním nervovým výbojům. V klinické praxi se používají impulzy o šířce 0,1 – 0,3 ms (17).

### **H – reflex, M-vlna, F-vlna**

H – reflex byl poprvé popsán Paulem Hoffmannem v roce 1910. Jedná se o elektricky indukovaný reflex zprostředkovaný monosynaptickým reflexním obloukem tvořeným aferentními silně myelinizovanými senzitivními vlákny typu Ia a míšními  $\alpha$ -motoneurony. Je analogní k mechanicky vyvolávanému spinálnímu reflexu a primární rozdíl mezi nimi tkví v tom, že H-reflex obchází svalové vřetenko. Není tedy závislý na napětí vláken uvnitř vřetenka ( $\gamma$ -inervace) a je cenným nástrojem k hodnocení změn dráždivosti  $\alpha$ -motoneuronu



uvnitř CNS (18). Měření H-reflexu využíváme k určení reakce nervového systému na různé neurofyziologické podmínky (19).

U H-reflexu hodnotíme jeho přítomnost, latenci, amplitudu a mezistranovou diferenci, kterou srovnávám se tabulkovými normami.

Aferentní část reflexu začíná v místě elektrické stimulace a vede ke vzniku akčního potenciálu, který jde eferentními vlákny k synapsi na  $\alpha$ -motoneuronu.

H-reflex vyvoláváme elektrickým stimulem o nízké intenzitě, kdy dojde ke vzniku akčních potenciálu jen v sensorických Ia vláknech. Tyto akční potenciály putují do míchy, kde vyvolávají excitační postsynaptický potenciál, který se šíří  $\alpha$ -motoneuronem (axonem) ke svalu a následně je reprodukována salva akčních potenciálů ve svalu (tu lze pozorovat na EMG jako H-reflex). S růstem intenzity stimulu dochází k náboru více aferentních Ia vláken, a tím k aktivaci více motoneuronů, díky čemuž amplituda H-reflexu vzrůstá. Doba mezi stimulem a objevením H-reflexu na EMG se nazývá latence a závisí na vzdálenosti stimulovaného nervu od míchy (19).

Postupným zvyšováním intenzity elektrického stimulu dochází k podráždění i slabších motorických vláken, která odesílají akční potenciály přímo z místa stimulace na nervosvalovou ploténku. Dochází opět k svalovému záškubku, který je viditelný na EMG jako M-vlna (19).

Pokud dosáhne stimulus supramaximální intenzity, lze na EMG pozorovat F-vlnu, která má oproti M-vlně vyšší práh a delší latenci a její amplituda roste s intenzitou stimulu. Vzniká antidromní aktivací motoneuronů. Každá F-vlna má trochu odlišný tvar, protože pokaždé dochází ke stimulaci jiné populace buněk předních rohů míšních (11).

### **2.4. Dekompozice EMG signálu**

Motorická jednotka, která je minimální funkční jednotkou svalu, se skládá z jednoho alfa motoneuronu v míše a skupiny svalových vláken, které tento motoneuron inervuje. Akční potenciály motorické jednotky se objevují při kontrakci svalu a měřením této kontrakce se

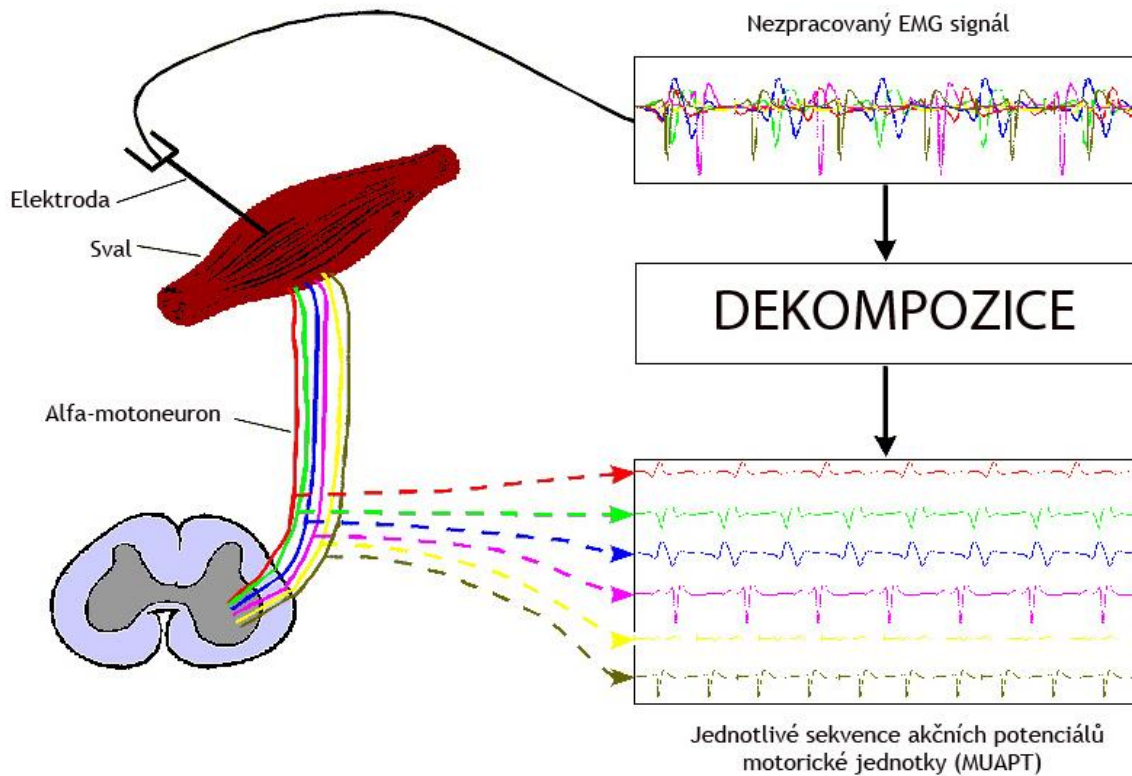
objasňuje aktivita motorické jednotky. Jelikož svalová akce se skládá z aktivity více motorických jednotek najednou, sledovaný elektromyografický záznam obsahuje vzájemné překrývání akčních potenciálů aktivních motorických jednotek (20). Pokud by v blízkosti měřicí elektrody byly aktivní jen dvě či tři motorické jednotky, nedocházelo by k vzájemnému překrývání akčních potenciálů a bylo by možné většinu z nich detekovat pouhým okem (21). Měření akčních potenciálů je nezbytné pro porozumění funkce motorické jednotky a je tedy důležité překrývající se akční potenciály rozložit a v signálu je rozpoznat (20).

Signál může být zachycen povrchovou elektrodou umístěnou na povrchu pokožky nebo pomocí jehlových elektrod aplikovaných do vyšetřovaného svalu.

S použitím jehlové elektromyografie je rozsah měřené oblasti malý, je tedy nepravděpodobné, že záznam bude ovlivněn aktivitou okolních svalů. Dekompozice tohoto signálu je proto relativně jednoduchá. Nicméně je stále složité vyloučit všechny šумы a signály z jiných motorických jednotek, které jsou v blízkosti jehlové elektrody. Jehlové EMG je invazivní metodou a její použití není zcela jednoduché. Z tohoto důvodu je nutné dokázat rozložit signál získaný pomocí povrchového EMG. Při povrchovém snímání je detekováno více akčních potenciálů, jak prostorově, tak i časově, poměr signálu k šumu je tedy mnohem horší a rozklad o to složitější. Ale dekompozice povrchového signálu poskytuje i výhody – např. neinvazivnost, signál z většího počtu motorických jednotek umožňuje lepší vyjádření chování motorické jednotky během kontrakce (22).

Dekompozice EMG signálu (viz obr. 8) je tedy poměrně složitý úkon. Charakteristika každého signálu závisí na typu použité elektrody, jejím umístění vzhledem ke svalu, úrovni kontrakce a klinickém stavu nervosvalového systému vyšetřovaného subjektu. Algoritmy pro dekompozici musí být tedy schopné velkého výkonu napříč signály s širokou variací charakteristik.

Rozložený signál poskytuje všechny dostupné informace z EMG signálu. Informace o timingu poskytuje kompletní popis intervalů mezi výboji, pálicí rychlost a synchronizační vlastnosti. Morfologie tvarů akčních potenciálů motorické jednotky poskytuje informace týkající se anatomie a zdraví svalových vláken (21).



**Obrázek 8** Schéma průběhu dekompozice EMG signálu (dostupné z <http://www.bu.edu/nmrc/tutorials/motor-units/>)

### Postup při dekompozici EMG signálu

Základním předpokladem pro úspěšnost dekompozice EMG signálu je splnění následujících požadavků. Potenciály musí mít detekovatelné znaky, potenciály ze stejné motorické jednotky jsou si podobnější než ostatní a pro každou sekvenci potenciálů motorické jednotky lze určit typický tvar jejího potenciálu (23).

Kroky dekompozice EMG signálu (viz obr. 9)

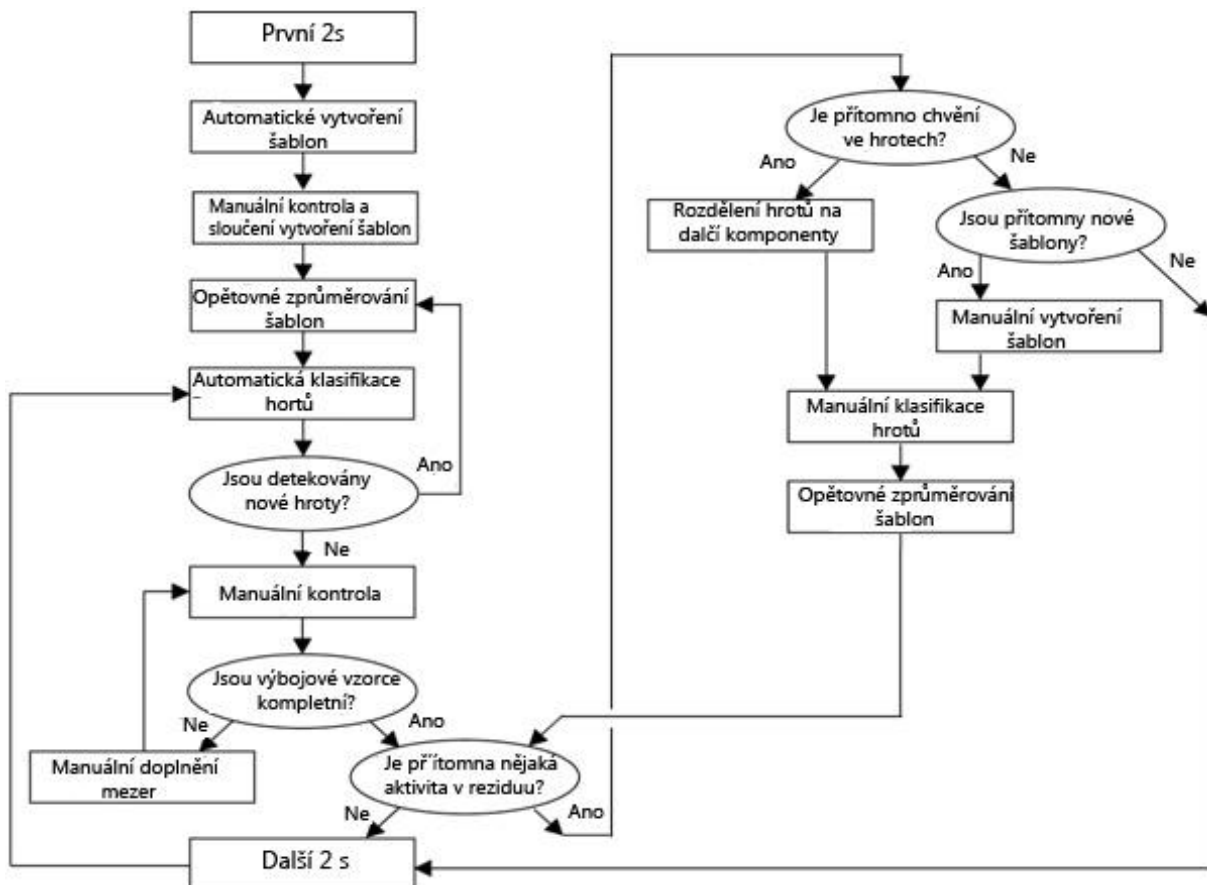
1. Získání signálu
2. Segmentace (detekce MUPs)
3. Extrakce příznaků
4. Shlukování detekovaných potenciálů

5. Klasifikace detekovaných potenciálů
6. Zjištění časových vztahů mezi sekvencemi akčních potenciálů motorické jednotky
7. Odhalení superponovaných potenciálů

Cíl: identifikace každého výboje všech motorických jednotek, jejichž akční potenciály jsou detekované v signálu – malé reziduum signálu po odečtení všech identifikovaných výbojů, kompletní výbojový vzor všech identifikovaných šablon.

Nutná manuální inspekce a ověření výsledků automatického procesu a manuální dokončení dekompozice.

### Schéma postupu dekompozice při použití programu EMGLAB



Obrázek 9 Schéma postupu dekompozice (převzato od Lateva, Z.C., McGill, K.C., 2007)

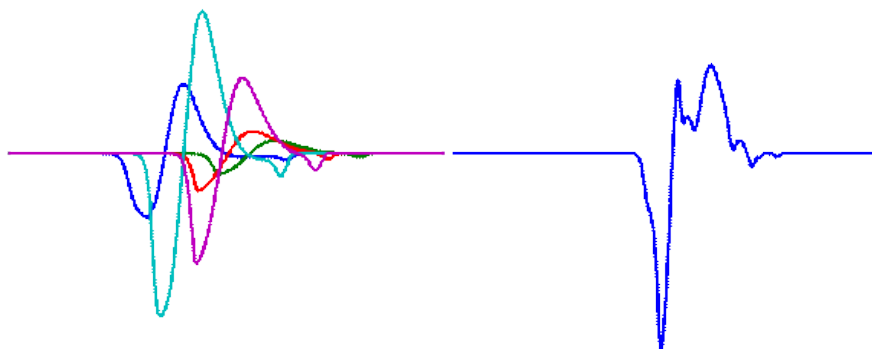
Plná dekompozice signálu není nutná v každé aplikaci, ale je velmi významná při studiu koordinace motorické jednotky, krátkodobé synchronizace, svalové architektury a výbojových nepravidelnostech. K dosažení vysoké přesnosti metody celkové dekompozice často závisí na manuální úpravě.

Pro zvýšení přesnosti dekompozice lze nahrávat multikanálový signál z více míst ve svalu. Více kanálů poskytuje různé náhledy na výboje motorických jednotek a tudíž motorické jednotky, které je obtížné určit v jednom kanálu, může být jednodušší identifikovat v kanálu jiném.

### Výzvy v rozkladu povrchového EMG

Jakýkoliv přístup pro rozklad EMG signálu se musí potýkat se čtyřmi hlavními komplikacemi:

1. Překrývání akčních potenciálů z různých motorických jednotek (superpozice, viz obr. 10)
2. Velký dynamický rozsah amplitud mezi akčními potenciály různých motorických jednotek
3. Změny tvarů různých akčních potenciálů v rámci jedné motorické jednotky (pocházejících z mírného pohybu mezi senzorem a svalovými vlákny)
4. Podobnost tvarů v různých časech mezi akčními potenciály různých motorických jednotek (24).



Obrázek 10 Superpozice (převzato z <http://www.lisin.polito.it/DEMUSE/Publish/EMGs.html>)

Tyto komplikace jsou ještě výraznější v povrchovém EMG signálu (sEMG – surface EMG). Je očividné, že sEMG signál představuje další výzvy v dekompozici. Jednou z nich je šum z pozadí. Větší rozsah povrchové elektrody vede k signálu obsahujícímu akční potenciály z většího počtu motorických jednotek, z nichž ty, které mají malé amplitudy, nebudou rozloženy a stanou se součástí šumové komponenty signálu. Druhým problémem je podobnost tvarů. Povrchová elektroda je lokalizována dál od zdroje akčních potenciálů, a proto tvary a amplitudy akčních potenciálů mají menší dynamický rozsah, jinak řečeno – zdají se být podobné tvarem a amplitudami. Třetí výzvou je rozšířené množství superpozic. Nehomogenní tkáň mezi kůží a zdrojem akčních potenciálů působí jako filtr, takže mimo jiné prodlužuje trvání akčních potenciálů a tím zvyšuje počet superpozic (21).

### 2.4.1. Algoritmy pro dekompozici EMG signálu

Dekompozice EMG je poměrně složitý úkon. Charakteristika každého signálu závisí na typu použité elektrody, jejím umístění vzhledem ke svalu, úrovni kontrakce a klinickém stavu nervosvalového systému vyšetřovaného subjektu. Algoritmy pro dekompozici musí být tedy schopné velkého výkonu napříč signály s širokou variací charakteristik (25).

Proces dekompozice zahrnuje sérii algoritmů, které jsou postupně využívány k rozložení EMG signálu na základní sekvence akčních potenciálů motorické jednotky. Algoritmy zahrnují detekci akčních potenciálů motorické jednotky (MUAP), shlukování MUAP a jejich rozřídění. S využitím informací o tvarech a výbojových vzorcích motorických jednotek poskytují dané algoritmy obrovskou výkonnost napříč různými EMG signály (25).

V následujících odstavcích jsou popsány metody, které obsahují algoritmy pro dekompozici EMG signálu. Většina z nich má základy ve statistických metodách a metodách umělé inteligence.

### Umělá inteligence

*„Umělá inteligence je věda o vytváření strojů nebo systémů, které budou při řešení určitého úkolu užívat takového postupu, který – kdyby ho dělal člověk – bychom považovali za projev jeho inteligence.“ (Marvin Minsky, 1967)*

Jedná se tedy o metodiky, jejímž cílem je vývoj modelů a algoritmů, které od strojů požadují řešit úlohy, které by vyřešil jen člověk s patřičnými znalostmi. Systémy, které jsou považované za systémy umělé inteligence, musí splňovat následující požadavky:

- Schopnost uložit znalosti
- Schopnost aplikovat znalosti na řešení problému – uvažování
- Schopnost během experimentu získat nové znalosti – učení (26).

Umělá inteligence poskytuje řadu postupů, jejichž základní vlastností je schopnost učení, které jsou více či méně schopné řešit různorodé problémy. Patří sem umělé neuronové sítě, genetické algoritmy, expertní systémy a řada dalších algoritmů. První dva jsou zde stručně popsány.

### Umělé neuronové sítě

Umělé neuronové sítě (artificial neural networks – ANN) jsou matematické modely složitých biologických neuronových sítí. Napodobují zejména jejich schopnost se učit a řešit nové úkoly na základě předchozích zkušeností. Skládají se z umělých (nebo také formálních) neuronů, jejichž předobrazem je biologický neuron. Umělý neuron je velmi zjednodušenou formou neuronu biologického. Neurony jsou vzájemně propojeny a navzájem si předávají signály, které transformují pomocí určitých přenosových funkcí. Přenosová funkce určuje, jaká bude odezva neuronu na vstupní podnět. Neuron má libovolný počet vstupů, které jsou ohodnoceny vahami, ale pouze jeden výstup (27) (28).

Definice umělých neuronových sítí podle americké společnosti DARPA (Defence Advance Research Project Association) zní takto: *„Neuronová síť je systém sestávající z mnoha jednoduchých procesorů, pracujících paralelně, jejichž funkce je determinována strukturou sítě, intenzitou propojení a zpracováním ve výpočetních elementech nebo uzlech.“*

Každou síť je třeba nejprve natrénovat tak, že se jí opakovaně předkládá stejný soubor dat. Všechny typy neuronových sítí umí generalizovat naučená data, což znamená, že jsou schopné získat správné výstupy i z neznámých dat, která nebyla na trénování použita (27).

### **Genetické algoritmy**

Genetické algoritmy jsou odvozeny z principů biologické genetiky a teorie evoluce. Používají techniky napodobující evoluční procesy, jako jsou dědičnost, mutace, přirozený výběr a křížení. Pomocí těchto technik se snaží najít řešení obtížných úkolů, pro které neexistuje žádný exaktní algoritmus (29).

Principem je postupná tvorba generací různých řešení daného problému. Během řešení problému se vždy uchovává tzv. populace, jejíž každý jedinec představuje jedno řešení problému. Na začátku cyklu jsou jedinci (tzn. jednotlivá řešení) vybíráni heuristicky. Při přechodu do nové generace je pro každého jedince spočtena tzv. fitness funkce, která vyjadřuje kvalitu řešení reprezentovaného tímto jedincem. Poté jsou na základě této kvality náhodně vybráni nejlepší jedinci, kteří jsou pomocí křížení a mutací modifikováni, čímž vznikne nová populace. Tento postup se iterativně opakuje, čímž se kvalita řešení v populaci postupně vylepšuje. Algoritmus se obvykle zastaví při dosažení postačující kvality řešení, případně po předem stanovené době (28).

### **Analýza nezávislých komponent**

Analýza nezávislých komponent (Independent Component Analysis - ICA) je metoda separace signálu snažící se rozdělit signály, které byly smíchány. Analogii si můžeme představit jako takzvaný „cocktail party problem“, který můžeme popsat jako situaci na večírku, kde je mnoho lidí mluvících najednou (více zdrojů hlasů) a my se snažíme z davů hlasů vnímat pouze jeden, tzn. separovat jeden zdroj.

Při této metodě je nutné původní signál sestávající z  $n$ -tice kanálů (komponent) transformovat tak, aby komponenty výsledného signálu bylo co nejvíce nezávislé. Tohoto algoritmu se využívá při odstraňování šumových komponent, kde se vychází z předpokladu, že šum je část signálu, která se od zbytku nějakým způsobem liší. Bude proto po separaci původního signálu do nezávislých komponent odfiltrován do samostatné komponenty. Pokud k tomu dojde, můžeme tento nežádoucí signál nahradit signálem nulovým a inverzní transformací přejít k původní  $n$ -tici signálů, která již v ideálním případě artefakt obsahovat nebude (30).



Hlavní myšlenkou ICA je využití předpokladu nezávislosti původních signálů a na základě toho provedení separace takovou lineární transformací, abychom získali statisticky nezávislé signály. Signály jsou nezávislé, mají-li nulovou vzájemnou informaci (entropii). Využitím vztahu s entropií můžeme problém přeformulovat a získáme na něj jiný pohled: hledáme takovou transformaci získaných signálů, aby součet entropií transformovaných signálů byl co nejmenší. Korektnost této formulace lze podložit centrální limitní větou, z níž plyne, že lineární kombinace libovolných náhodných proměnných konverguje v distribuci k proměnné s gaussovským rozložením. Ta má při pevné střední hodnotě a rozptylu největší entropii a proto lze předpokládat, že míšením signálů jejich entropie roste (31).

Analýza nezávislých komponent je možná v dekompozici EMG signálu použít jen za omezených podmínek, kdy jediná amplituda se může lišit a ostatní vlastnosti, včetně fáze, musí být stále podle křivky, která vzniká v dané motorické jednotce a objevuje se v každém kanále. Jinak řečeno, mohou být převedeny jen funkce, které mají stejný tvar a liší se jen v amplitudě. Tento požadavek jsou schopny splnit signály snímané pomocí lineárního uspořádání elektrod umístěných kolmo ke směru svalových vláken, ale v reálném měření je stále obtížné tomuto požadavku dostat. Pro reálné signály se tudíž ICA používá jen jako předzpracování pro další lidské úsudky (20).

### **Analýza hlavních komponent (Principál Component Analysis)**

Cílem analýzy hlavních komponent (PCA) je redukce původního počtu popisovaných proměnných a jejich nahrazení novými veličinami (umělými), označovanými jako komponenty, které shrnují informaci o původních proměnných za cenu minimální ztráty informace (32). Jinak řečeno, hlavním účelem PCA je komprese dat a výběr příznaků (signálů nesoucích nejvíce užitečné informace). Používá se k snížení dimenze původních dat za co nejmenší ztráty informace (33).

Hlavní komponenty jsou vzájemně nezávislé a jsou seřazeny podle svého příspěvku k vysvětlení celkového rozptylu pozorovaných proměnných. Metoda je citlivá na změnu měřítka, proto se provádí normalizace původních proměnných. Vlastnosti hlavních

komponent jsou takové, že první komponenta vysvětluje největší množství rozptylu, druhá menší a podíly vysvětleného rozptylu se u dalších komponent zpravidla rychle snižují (33).

Hlavním komponentám se snažíme při interpretaci přiřadit nějaký reálný význam. Mají charakter faktorů, které stojí v pozadí a reprezentují zobecněné vlivy, vyvolávají variabilitu a ovlivňují strukturu závislosti proměnných. Při interpretaci využíváme především korelace s původními proměnnými (32).

Analýza hlavních komponent může být chápána jako transformace z původního do nového souřadnicového systému, jehož osy jsou tvořeny hlavními komponentami. Osy procházejí směry maximálního rozptylu, protože podmínka nezávislosti komponent vede ke kolmosti os (32).

### **Shlukování**

Shlukování neboli shluková analýza je společný název pro celou řadu metod, jejichž cílem je využití analýzy vícerozměrných dat a následné rozdělení do shluků na základě podobnosti. Tyto metody jsou úspěšné především v situacích, kdy mají analyzovaná data tendenci se přirozeně seskupovat. Princip shlukování je založen na maximální podobnosti dat uvnitř shluku a maximální odlišnosti dat, které jsou mimo shluk.

Shlukovací algoritmy lze obecně rozdělit na tři kategorie – dělicí metody, hierarchické metody a metody založené na vzorech. Důležitým prvkem při shlukování je schopnost vyjádřit odlišnost nebo jiným způsobem zjistit rozdíl mezi hodnotami dvou objektů v množině dat, resp. schopnost postihnout míru shody mezi objekty. Kvalita shlukování je tedy daná schopností porovnat odlišnosti jednotlivých objektů (26).

Cílem shlukovacího algoritmu v dekompozici EMG signálu je přesně určit počet aktivních motorických jednotek a pro každou její průměrný nebo typický tvar akčního potenciálu (MUAP) (25).

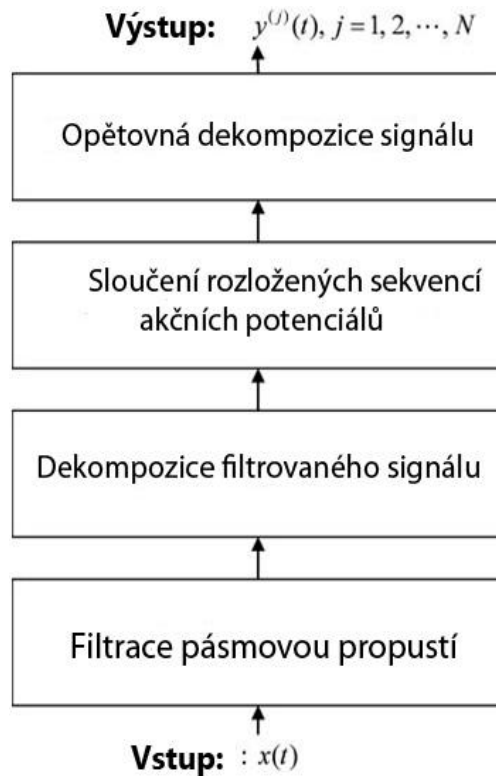
### Precision Decomposition

Technika Precizní dekompozice (Precision Decomposition), vyvinutá La Feverem a DeLucou (1978), spočívá v identifikaci akčních potenciálů a jejich přiřazení k motorickým jednotkám podle jejich tvaru a amplitudy. Přiřazení je prováděno na základě porovnávání akčních potenciálů se šablonami a na základě pravděpodobnosti výbojů jednotlivých motorických jednotek, které jsou analyzovány. Tento algoritmus využívá technik umělé inteligence a je specificky navržen k analýze vícekanálových signálů. Algoritmus prošel třemi stádii vývoje (21).

První úroveň (Precision Decomposition I) byla vyvinuta pro dekompozici EMG signálu detekovaného jehlovými elektrodami během izometrické kontrakce. Precizní dekompozice I dokázala rozložit maximálně 8 motorických jednotek s přesností 60-70% a byla nutná čas konzumující manuální úprava k detekci superponovaných akčních potenciálů (34).

Precizní dekompozice II (PD) používá nové algoritmy se znalostně založeným přístupem. Dokáže identifikovat rozdíly a změny ve tvarech akčních potenciálů během různých podmínek a dokáže vyřešit vzájemné překrývání dvou a více akčních potenciálů motorických jednotek (superpozice). Tento systém je také schopen detekovat akční potenciály s malou amplitudou (21).

Poslední verzí je Precizní dekompozice III, která je modifikovanou verzí dříve vyvinutých algoritmů pro PD II systém. Tento algoritmus dokáže rozložit signál získaný povrchovou elektrodou. Algoritmus má čtyři úrovně (viz obr. 11). Nejprve je aplikován band-pass filtr, poté se provede samotná dekompozice filtrovaného signálu, ve třetí fázi dojde ke sloučení rozložených sekvencí akčních potenciálů a v poslední úrovni je signál znovu rozložen. Třetí a čtvrtá fáze se provádí z toho důvodu, že může dojít k rozdělení jedné sekvence akčního potenciálu na dvě nebo více různých (21).



**Obrázek 11** Schéma algoritmu Precizní dekompozice III (dostupné z [jn.physiology.org](http://jn.physiology.org))

### Waveletová analýza

Základem waveletové analýzy je rozklad signálu do systému waveletů (= vlnek). Tato metoda analyzuje signál zároveň v časové i frekvenční oblasti (35). V tom je její výhoda oproti Fourierově transformaci, která poskytuje informace jen o tom, jaké frekvence se v signálu nacházejí, nevypovídá však nic o jejich poloze v čase a je tedy vhodná jen pro analýzu stacionárních signálů. Pro EMG signál je vhodnější výše zmíněná waveletová transformace, která nabízí nový přístup k analýze signálu použitím speciálního filtru (okna) nazvaného wavelet.

Jak bylo zmíněno v předchozím odstavci, waveletová analýza využívá tzv. okna, které v čase ohraničí krátký úsek signálu a umožní z něj určovat spektrum v daném časovém intervalu. Hlavní ideou je proměnlivost velikosti tohoto okna, kdy vhodnou změnou šířky okna v čase

a jeho tvaru lze dosáhnout optimálního poměru rozlišitelnosti v čase a frekvenci. Pro nízké frekvence je okno širší, pro vysoké užší. Díky tomu mají vyšší frekvence větší rozlišení v čase a nízké jsou lépe lokalizovány ve frekvenci. Toto okno se nazývá mateřská vlnka (mother wavelet). Pomocí parametru  $s$ , který se nazývá měřítko, lze měnit její šířku (dilatace), parametrem  $\tau$  zvaným poloha se mění umístění vlnky na časové ose (translace) (35) (36).

V současné době existuje kolem 400 používaných waveletů, které jsou více či méně vhodné pro různé úlohy (37).

### **Korelace**

Korelace (resp. vzájemná korelace - cross-correlation) znamená vzájemný vztah mezi dvěma procesy nebo veličinami. Jedná se o algoritmus, který umožňuje porovnávat neznámé signály a zjišťovat jejich podobnost nebo objevit konkrétní hledaný signál skrytý v silném rušení (šumu). Míru korelace vyjadřuje korelační koeficient, který může nabývat hodnot od  $-1$  až do  $+1$ . Při použití korelačních funkcí je potlačen šum, neboť korelační funkce porovnává jak, moc se podobají (míru podobnosti) signály posunuté navzájem o  $T$  (časový úsek). Šum je nekorelovaný se signálem (nemá k němu žádný vztah) a má nulovou střední hodnotu (38). V oblasti dekompozice signálu se využívá při přiřazování vytvořených šablon na hroty akčních potenciálů v rozkládaném signálu.

### **2.5. Matlab**

Matlab je interaktivní program, který lze využít pro vědeckotechnické výpočty, modelování, návrhy algoritmů, simulace, analýzu a prezentaci dat, paralelní výpočty a v neposlední řadě i pro měření a zpracování signálů, čímž se zabývá tato diplomová práce. Název Matlab vznikl zkrácením slov MATrix LABoratory (volně přeloženo „maticová laboratoř“), což odpovídá skutečnosti, že klíčovou datovou strukturou při výpočtech v Matlabu jsou matice. Vlastní programovací jazyk vychází z jazyka Fortran. Pomocí programu Matlab lze řešit složité úlohy, bez nutnosti zjišťovat jejich matematickou podstatu (39).

Důležitou součástí jsou knihovny funkcí, resp. toolboxy (adresáře s \*.m a \*.mex soubory), které se orientují na určitý obor. Program je navržen tak, že kromě interaktivní práce je

možné ho využít i pro programování aplikací. Lze tedy výše zmíněné toolboxy naprogramovat podle potřeby uživatele.

Níže jsou popsány programy, které byly naprogramovány pomocí programu Matlab pro dekompozici EMG signálu.

### 2.5.1. EMGLAB

EMGLAB je interaktivní program pro dekompozici elektromyografického signálu na jednotlivé sekvence akčních potenciálů motorické jednotky a průměrování křivek akčních potenciálů motorické jednotky. Pracuje s pokročilými algoritmy pro přiřazování šablon, pro řešení superpozic a průměrování časového průběhu signálu. Dále poskytuje možnost důkladnější kontroly výbojů jednotlivých motorických jednotek díky možnosti odstranit interferující aktivity z jiných motorických jednotek (24).

V programu lze rozkládat jak signály jednokanálové, tak i vícekanálové. Signály snímané simultánně z více míst ve svalu poskytují širší soubor aktivity motorické jednotky a komplexnější charakteristiku její stavby než signály získané jen z jednoho místa. Rozklad signálu je složitější, obzvláště když jsou elektrody od sebe více vzdálené (24).

Signály z více kanálů jsou v programu rozloženy sekvenčním způsobem. Nejprve je použito průměrování hrotů k zjištění, zda se v nových kanálech nevyskytují potenciály, které byly již detekovány. Pokud jsou takové hroty nalezeny, program pro ně vytvoří šablonu a importuje jejich výbojové vzory z ostatních kanálů nastavením časové kompenzace mezikanálových odchylek. Jakákoliv aktivita, která zůstane, je přisouzena novým motorickým jednotkám, které nebyly detekovány v předchozích kanálech. Tato aktivita je poté rozložena běžným způsobem (24).

EMGLAB může být použit k analýze signálů získaných z různých druhů elektrod (jehlové, povrchové). Síla volní kontrakce během snímání signálu by neměla přesáhnout 30-40% maximální volní kontrakce, aby byl signál rozložitelný.

### Použití programu v praxi

Je rozdíl mezi dekompozicí v klinické praxi a dekompozicí používanou pro vědecké účely. V klinice se používá k diagnostice nervosvalových onemocnění a cílem je rychle a automaticky popsat akční potenciály a sekvence akčních potenciálů v signálu získaném z mírné a pomalé kontrakce. Klinická dekompozice musí být robustní, aby byla schopná detekovat labilitu patologických potenciálů. Na druhou stranu není nutné dosáhnout dekompozice celého záznamu. Ačkoliv EMGLAB není určen k rutinnímu klinickému používání, je velmi vhodný k analýze signálů z klinické praxe, které byly sejmuty pomocí monopórní jehlové elektrody.

Ve vědeckých účelech je vždy zahrnut i vliv lidského faktoru během dekompozice, kdy se signál rozloží automaticky a je následně zkontrolován či dokončen člověkem.

Stejně jako některé další metody, EMGLAB umožňuje extrahovat akční potenciály z nefiltrovaného signálu pomocí dekompozicí spuštěného průměrování. EMGLAB také zahrnuje několik jedinečných operací, jako je např. spolehlivý algoritmus pro řešení komplikovaných superpozic.

### 2.5.2. EMGLODEC

Program EMGLODEC (ElectroMyoGram LOng-term DEComposition) byl vyvinut Peterem Welligem v programu MATLAB verze 5.3 k poloautomatické dekompozici dlouhodobého multikanálového EMG záznamu (40).

Dekompozice EMG záznamu pomocí programu EMGLODEC se skládá z několika úrovní zpracování signálu.

1. Segmentace (rozlišení aktivních a inaktivních segmentů).
2. Klasifikace (klasifikace jednotlivých potenciálů, určení referenčních potenciálů a detekce segmentu, kde se jednotlivé potenciály překrývají)
3. Dekompozice (40)

EMG signál je rozdělen na aktivní (obsahující akční potenciály) a inaktivní části s nízkou aktivitou. Počáteční a konečná část aktivních segmentů je detekována pomocí prahových kritérií, založených na odhadu šumového výkonu. Pomocí shlukové analýzy je určen počet motorických jednotek, které jsou v dekomponovaném signálu aktivní. Pro sledování změn ve tvarech akčních potenciálů a ke snížení míry chybné klasifikace, používá program techniku řízené klasifikace (supervised classification techniques). Řízená klasifikace je závislá na znalostech a dovednostech odborníka provádějící dekompozici. Přesnost systému se snižuje se stoupajícím počtem motorických jednotek v signálu (34).

### 2.5.3. DEMUSE®

DEMUSE® je program Matlabu pro dekompozici multikanálového povrchového elektromyogramu. Umožňuje zobrazovat grafy s výsledky dekompozice, včetně výbojových vzorců motorické jednotky, okamžité frekvence výbojů, akčních potenciálů motorické jednotky a jejich 2D a 3D animace (41).

Tento software pracuje s technikou gradientní kompenzace konvolučních jader (gradient Convolution Kernel Compensation CKC). Dekompozice sEMG signálu je plně automatická. Uživatel pouze specifikuje, kolikrát proces dekompozice proběhne. DEMUSE® používá algoritmus gradientní kompenzace konvolučních jader (gradient Convolution Kernel Compensation CKC). Tato technika identifikuje motorické jednotky sekvenčním způsobem a pro každou rekonstruovanou motorickou jednotku vyžaduje jednu iteraci. Počet iterací lze ručně nastavit a jejich počet by měl být větší nebo rovný počtu předpokládaných motorických jednotek. Jelikož je náročné odhadnout počet obsažených motorických jednotek, je výhodnější nastavit větší počet iterací. Program umožňuje po dokončení dekompozice vizuální kontrolu a případně editaci (41).

Velkou výhodou tohoto nástroje je, že byl vyvinut speciálně pro dekompozici povrchového elektromyogramu, tudíž by se měl vyrovnat se šumem, který vzniká mezi elektrodou a kůží. Nevýhodou je, že dokáže rozložit jen signál získaný během slabé izometrické kontrakce.



### 3. PRAKTICKÁ ČÁST

Praktická část diplomové práce se zabývá hodnocením robustnosti dekompozičních algoritmů, které obsahuje software EMGLAB určený speciálně pro dekompozici EMG signálu. Nejprve je uveden praktický popis uvedeného softwaru, následuje metodika vlastní praktické části a v závěru jsou uvedeny výsledky měření a jejich zhodnocení.

#### 3.1. Dekompozice v programu EMGLAB

EMGLAB je schopen přečíst data v různých formátech. Program obsahuje algoritmy pro automatickou dekompozici a součástí je i uživatelské rozhraní pro zobrazení výsledků a jejich editaci. Křivky a časy výbojů identifikovaných akčních potenciálů jsou ukládány jako „annotation“ soubor.

##### Popis jednotlivých funkcí programu

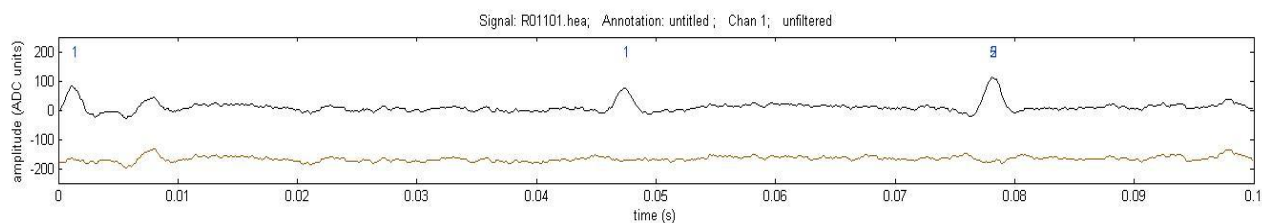
Program obsahuje dva různé typy algoritmů pro automatickou dekompozici signálu. Defaultní algoritmus je používán pro dekompozici jednokanálového signálu, resp. vícekanálového, s tím, že rozkládá každý kanál zvlášť. Pomocí tohoto algoritmu byla prováděna dekompozice v této práci.

Druhý typ algoritmu (MTL) je určen pro dekompozici vícekanálového signálu. Vyvinuli ho Florestal, Mathieu a Malanda (2007). Analyzuje daný signál v čase spíše než v segmentu. Na rozdíl od defaultního algoritmu rozkládá vícekanálový signál najednou ve všech kanálech.

EMGLAB běží na programu Matlab a spouští se v novém okně. Toto okno je rozděleno do pěti panelů. V horní části je signální panel, který zobrazuje část EMG záznamu. Pod ním je panel se šablonami (template panel), pod kterým je v levé části panel s výboji (firing panel). Tento panel zobrazuje výbojové vzory identifikovaných motorických jednotek. Napravo od panelu výbojů je panel pro detailní zobrazení vybraného segmentu EMG signálu (close-up panel). Nejnižší se nachází navigační panel, který zobrazuje náhled EMG signálu. Nad signálním panelem je umístěna lišta s vysouvacím menu pro výběr kanálu a high-pass filtrace.

### Signální panel

Signální panel (obr. 12) zobrazuje EMG signál a reziduální signál, který zůstane po extrakci identifikovaných akčních potenciálů. Časová osa zobrazuje čas v sekundách. V horní části panelu lze vidět čísla motorických jednotek, jejichž potenciály byly identifikovány a u vybrané motorické jednotky je červenou čarou zobrazen předpokládaný čas výboje. Označením vybraného segmentu signálu zeleným kurzorem, lze tuto část zobrazit v panelu s detailním náhledem.

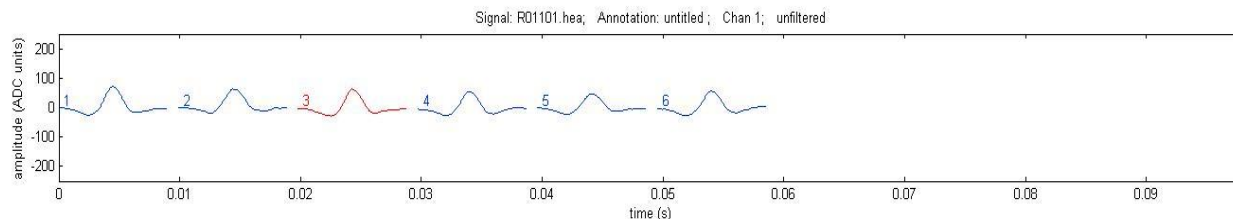


Obrázek 12 Signální panel

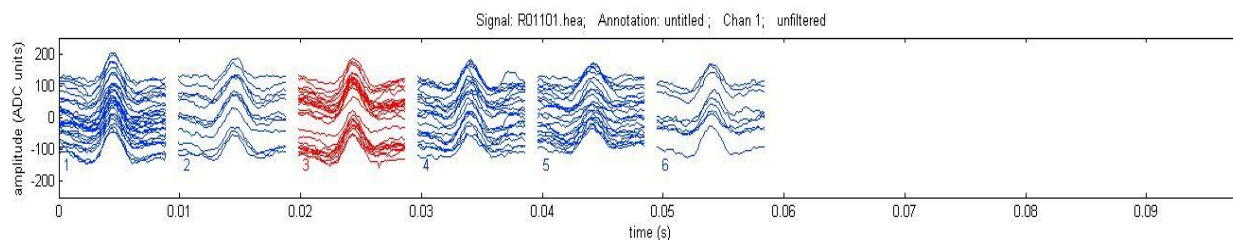
### Template panel

Panel se šablonami (obr. 13) zobrazuje šablony identifikovaných akčních potenciálů motorické jednotky. Vybraná motorická jednotka je červeně zvýrazněna. Panel používá stejnou časovou osu jako signální panel. Jsou zde tlačítka, kterým lze kontrolovat počet zobrazených šablon a nastavit šířku displeje. Zobrazení šablon se může změnit, kdy místo zprůměrovaných šablon vybereme v menu „Cascade“ nebo „Shimmer“ a zobrazí se všechny potenciály motorické jednotky najednou (obr. 14, 15).

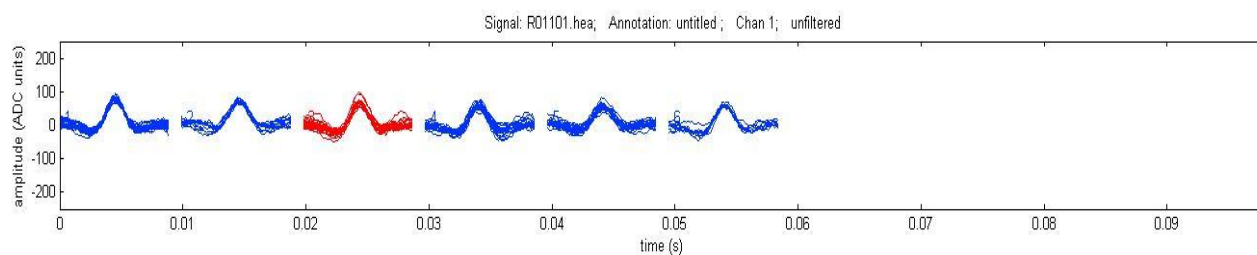
Nastavená délka šablony je 12,8 ms, což umožňuje zachytit většinu potenciálů motorické jednotky (MUP) (24). Při přetahování šablony do signálního panelu, program automaticky šablonu zarovná podle hrotu, aby se minimalizovala následná rezidua.



Obrázek 13 Template panel – zobrazení šablon zprůměrovaných potenciálů



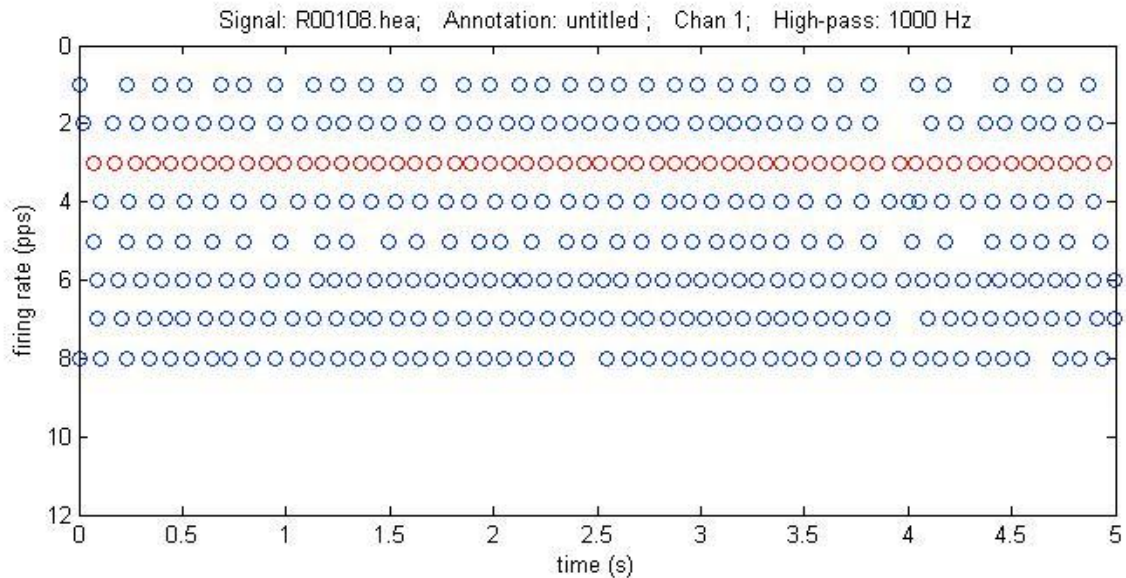
Obrázek 14 Template panel – zobrazení šablon v režimu Cascade



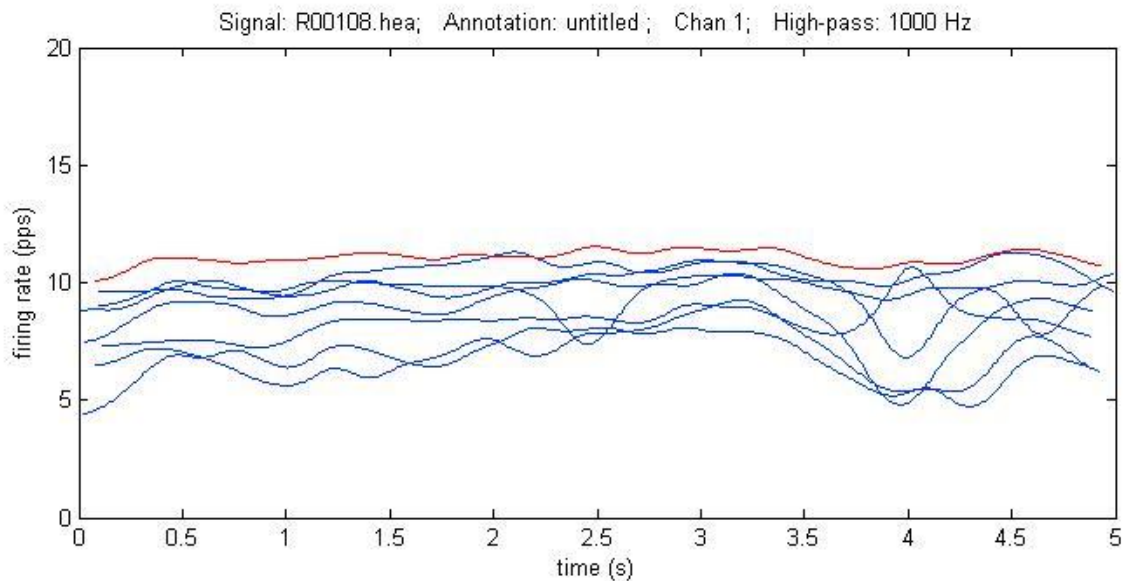
Obrázek 15 Template panel – zobrazení šablon v režimu Shimmer

### Firing panel

Panel výbojů (obr. 16) zobrazuje výbojové vzorce identifikovaných akčních potenciálů motorické jednotky. Vybraná motorická jednotka je červeně zvýrazněna. Zelený kurzor vybírá segment, který je zobrazen v signálním panelu. Zobrazení lze přepnout pomocí tlačítka na okamžitou frekvenci výbojů, kde lze nastavit low-pass filtraci (obr. 17).



**Obrázek 16** Firing panel – zobrazení jednotlivých výbojů



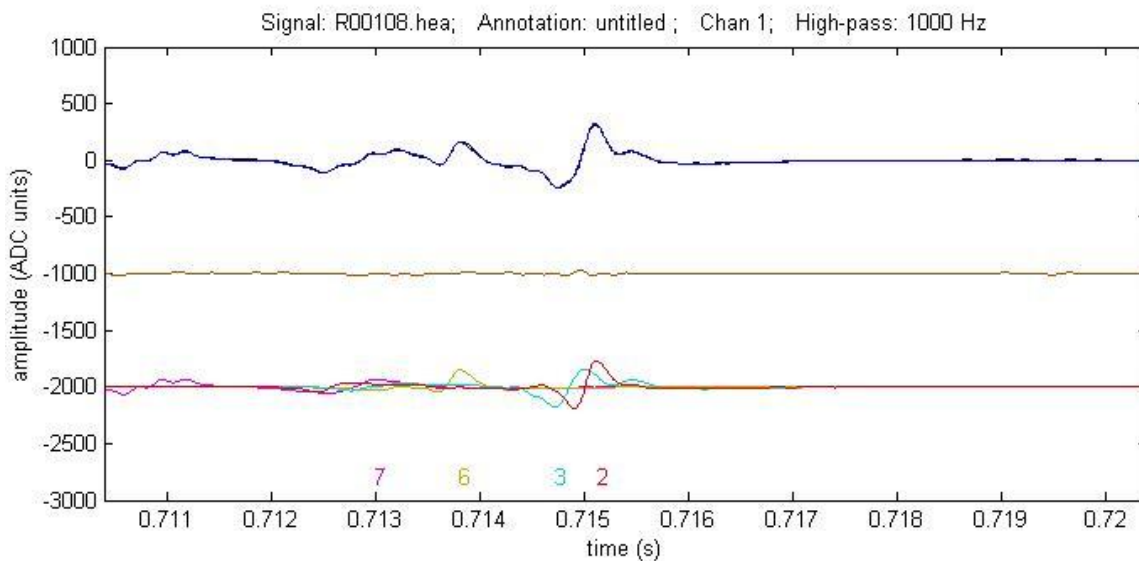
**Obrázek 17** Firing panel – zobrazení okamžité frekvence výbojů (instantaneous firing rate)

Tím, že panel zobrazuje intervaly mezi výboji, nám podává důležité informace o timingu jednotlivých výbojů. Během rovnoměrných a pomalých změn kontrakce mají výboje motorických jednotek víceméně pravidelné mezivýbojové intervaly (IDI = inter-discharge interval). Tato pravidelnost nemusí být viditelná hned od počátku dekompozice, kdy je

identifikováno jen pár rozptýlených výbojů, ale s rostoucím počtem identifikovaných výbojů se stává čím dál více zřetelnější. Jakmile je identifikováno několik sousedních výbojů motorické jednotky, je možné spočítat průměrný mezivýbojový interval, který posléze udává, kde hledat následující výboje. S postupným vyplňováním výbojového vzorce můžeme snadno vidět odchylky, které indikují možné chyby během dekompozice (24).

### Close-up panel

Panel s detailním záběrem (obr. 18) zobrazuje vybraný segment signálu ve zvětšeném měřítku. K většímu rozlišení v čase se používá interpolace (42). Pokud vybraný segment obsahuje identifikované motorické jednotky, jsou jejich šablony s čísly zobrazeny v dolní části panelu, rekonstrukce překrývá původní signál, reziduum je zobrazeno uprostřed. Změny, které jsou provedeny v tomto panelu, neovlivní další panely, dokud nejsou potvrzeny tlačítkem OK na liště v pravé části panelu.



Obrázek 18 Close-up panel

### Navigační panel

Navigační panel zobrazuje náhled EMG signálu a časy identifikovaných výbojů. Jsou zde tři kurzory. Krátký a široký kurzor v dolní části ukazuje interval zobrazený v panelu výbojů.

Další kurzor (uprostřed) zobrazuje interval, který lze vidět v signálním panelu. Poslední, nejmenší kurzor, ukazuje segment zobrazený v detailním panelu. Místo vlastního signálu lze zobrazit i signál reziduální.

Postup dekompozice při použití programu EMGLAB je následující:

Načte se soubor se signálem, který bude rozkládán, a aplikuje se high-pass filtr, který vyhladí křivku signálu a zvýrazní hroty akčních potenciálů (filtrace se neprovádí v případě, že signál byl filtrován již před nahráním do programu). Poté se pomocí příkazu „Auto Decomp“ spustí automatická dekompozice na první část signálu (většinou na 5-10 s úsek). Dojde k automatickému vytvoření šablon pro všechny hroty, které se v analyzovaném signálu objeví nejméně třikrát s vysokou mírou podobnosti. Poté se program pokusí klasifikovat zbývající hroty pomocí přiřazování šablon (24). Po proběhnutí automatické dekompozice je třeba výsledek zkontrolovat a opravit chyby. Kontrola se děje následujícím způsobem.

Nejprve se zkontroluje reziduální signál, který zůstal po extrakci detekovaných hrotů akčních potenciálů. Reziduum by mělo být co nejhladší. Pokud je během manuální kontroly reziduálního signálu nalezen nedetekovaný hrot akčního potenciálu, pomocí šablon, které byly během dekompozice vytvořeny, se vybere ta, která je tvarově stejná s daným hrotem a jejím přetažením na tento hrot dojde k manuální detekci. V případě, že je nalezen hrot na, který se nehodí žádná z dostupných šablon, jedná se buď o akční potenciál motorické jednotky, která nebyla dosud detekována anebo jde o superponované akční potenciály. V první případě pomocí přetažení tohoto hrotu do template panelu vytvoříme novou šablonu. Pokud jde o superponované potenciály, odhalíme je pomocí panelu s detailním záběrem.

Kontroluje se i panel výbojů, kde lze vidět výbojové vzorce detekovaných motorických jednotek. Mezery mezi jednotlivými výboji by měly být pravidelné. Pokud tomu tak není, opět to svědčí o tom, že nějaký akční potenciál nebyl detekován, nebo naopak, že došlo k chybnému určení daného výboje motorické jednotky.

Po dokončení manuální kontroly se přejde na další úsek signálu a celý proces probíhá znovu (automatická dekompozice + manuální kontrola a oprava případných chyb), s tím, že se k analýze používají již vytvořené šablony a pokud je potřeba, jsou vytvořeny šablony další.

Cílem je dosáhnout „plné dekompozice“, tzn. identifikovat všechny přítomné potenciály a jejich výboje. Kontrolu plné dekompozice nám poskytuje reziduální signál, který by měl být hladký bez přítomnosti hrotů. Druhou kontrolu poskytuje výbojový interval, ve kterém by se jednotlivé výboje měly vyskytovat v pravidelných intervalech.

Přesnost dekompozice je hodnocena dle počtu hrotů, které nebyly identifikovány pomocí žádné šablony. Čím méně rezidua, tím je dekompozice přesnější.

### 3.2. Metodika

Program EMGLAB byl testován pomocí tří různých signálů. Prvním byl uměle vytvořený signál (syntetický signál) obsahující jako základ náhodný šum, na kterém jsou v náhodných časech superponovány půlvlny sinusové funkce představující akční potenciály motorických jednotek. Signál byl vytvořen v programu Matlab (viz příloha). Druhý signál byl sejmут z m. biceps brachii zdravého dobrovolníka během cyklické kontrakce dosahující maximálně 30% maximální volní kontrakce. Jako poslední byl použit testovací povrchový signál, který je k dispozici od autorů softwaru EMGLAB.

#### Testování pomocí syntetického signálu

Testovaný syntetický signál vytvořený v Matlabu obsahoval čtyři druhy vlnek s rozdílnými amplitudami. První vlnka měla amplitudu 100 mV a šířku 60 ms, druhá vlnka měla tutéž amplitudu a šířku 20 ms, třetí vlnka měla amplitudu 70 mV a šířku 60 ms a poslední měla amplitudu rovněž 70 mV a šířka byla 20 ms.

Úkolem této části bylo zjistit, do jaké úrovně šumu při různém nastavení šířky detekčního okna je program schopen detekovat hroty o určité amplitudě. Měření bylo prováděno následujícím způsobem.

Do programu EMGLAB se postupně nahrával signál:

- s různými úrovněmi šumu, v hodnotách od 1 mV až do 30 mV
- při různém nastavení šířky detekčního okna (5ms, 10ms, 15ms), tento parametr lze nastavit přímo v programu EMGLAB v záložce Preferences

Nejprve byl testován signál s úrovní šum 1 mV, který byl podstoupen high-pass filtrací o velikosti 500Hz k zvýraznění hrotů akčních potenciálů. Dále byla spuštěna automatická dekompozice. Po jejím dokončení byl rozložený signál kontrolován manuálně a hledaly se nedetekované hroty. Počet detekovaných i nedetekovaných hrotů byl zapisován, stejně tak i velikost amplitudy těchto hrotů.

Stejný postup byl opakován i pro signály s úrovněmi šumu 5 mV, 8 mV, 10 mV, 13 mV, 15mV, 17 mV, 20 mV a 25 mV. Po rozložení všech těchto signálů byl změněn parametr šířky okna a celý proces se opakoval. Poté byly výsledky vyhodnoceny pomocí statistické metody ANOVA a zobrazeny pomocí rozptylového grafu

### **Testování pomocí signálu ze softwarového balíku EMGLAB**

Signál, který byl součástí softwaru EMGLAB, byl získán pomocí elektrody s vysokým prostorovým rozlišením z m. biceps brachii během mírné izometrické a izotonické kontrakce. Při převodu do digitální podoby byla použita vzorkovací frekvence 10 kHz a bandpass filtr o rozsahu 10 – 1 kHz. Vzdálenost mezi elektrodami byla 5 mm (43).

Tento signál byl nahrán do programu EMGLAB, podstoupen high-pass filtrací o velikosti 250 Hz k zvýraznění hrotů akčních potenciálů a byla zvolena šířka detekčního okna 10 ms. Poté se spustila automatická dekompozice. Po jejím dokončení byl zapsán počet identifikovaných motorických jednotek a signál byl dorozložen manuálně. Pozornost byla soustředěna na počet identifikovaných a neidentifikovaných motorických jednotek a rovněž i na množství detekovaných a nedetekovaných hrotů. Poté co byl dekomponovaný signál zkontrolován a případné chyby (neidentifikované motorické jednotky a nedetekované hroty) opraveny, se pomocí programu Matlab zvýšila původní šumová komponenta, kterou signál obsahoval, o 10%.

Tento nový signál byl opět nahrán do programu EMGLAB a celý postup se opakoval.

Výsledky byly vyhodnoceny pomocí statistické metody (párový t-test), která se snaží potvrdit stanovenou hypotézu, která se tvrdí, že se zvýšením šumové komponenty o 10% dekompoziční algoritmy detekují méně hrotů, než bylo detekováno u klidového signálu.



Dále byly výsledky dekompozice před a po aplikaci šumu graficky znázorněny a vzájemně mezi sebou porovnány.

### **Testování pomocí klinického povrchového signálu z m. biceps brachii**

Tento signál byl získán pomocí tří povrchových samolepících snímacích elektrod firmy Dantec typu CARE 610, které byly podélně nalepeny na m. biceps brachii ve vzájemné vzdálenosti 2 cm. Před aplikací elektrody byla pokožka očištěna a případně odmaštěna benzínem. Pomocí dvoupásmového filtru byly odfiltrovány frekvence nižší než 20 Hz a vyšší než 500 Hz a dále byla odstraněna frekvence střídavého napětí (50 Hz). Rektifikací se vytvořily absolutní hodnoty registrovaných amplitud. Signál byl zesílen diferenciálním zesilovačem.

Metodika testování byla totožná s předchozím signálem. Signál byl importován do programu EMGLAB, podstoupen high-pass filtraci o velikosti 250 Hz a byla zvolena šířka detekčního okna 10 ms. Dále se spustila automatická dekompozice a po jejím dokončení byl signál manuálně zkontrolován a dorozložen. Poté se stejným způsobem jako u předchozího měření, zvýšila původní šumová komponenta, kterou signál obsahoval, o 10% celý postup se opakoval.

### **3.3. Výsledky**

#### **Syntetický signál**

Při hodnotě šumu 1 mV byl program schopen automaticky detekovat všechny hroty všech čtyř amplitud bez nutnosti manuální dekompozice. S rostoucí úrovní šumu byla pro automatickou dekompozici a schopnost detekce rozhodující šířka a velikost amplitudy. Nejčastěji byly detekovány hroty druhé vlnky s amplitudou 100 mV a šířkou 20 ms, u které byl program schopen detekovat hroty až do úrovně šumu 20 mV. Nejobtížnější byla detekce třetí vlnky s amplitudou 70 mV a šířkou 60 ms.

Důležitým parametrem pro automatickou dekompozici se ukázalo i nastavení šířky detekčního okna, kde bylo ze třech různých nastavení podle výsledků měření zjištěno jako nejvhodnější nastavení 5 ms.

V následujících odstavcích jsou popsány výsledky měření testování programu EMGLAB pomocí syntetického signálu, které byly vyhodnoceny statistickou metodou ANOVA s jednoduchým tříděním (jednofaktorová ANOVA). Získané výsledky jsou zobrazeny pomocí rozptylového grafu.

V tab. 2, 3 a 4 jsou zobrazeny základní statistické ukazatele, které popisují získané výsledky testování programu EMGLAB při nastavení detekčního okna 5 ms.

Základní statistické ukazatele při nastavení detekčního okna na 5 ms					
<i>Úroveň šumu</i>	<i>Počet</i>	<i>Suma</i>	<i>Průměr</i>	<i>Odchylka</i>	<i>Směrodatná odchylka</i>
1	4	107	26,75	109,58	10,47
2	4	109	27,25	124,92	11,18
3	4	73	18,25	183,58	13,55
4	4	67	16,75	282,25	16,80
5	4	58	14,5	304,33	17,45
6	4	59	14,75	654,92	25,59
7	4	56	14	528	22,98
8	4	23	5,75	132,25	11,5
9	4	17	4,25	72,25	8,5

**Tabulka 2** Základní statistické ukazatele, detekční okno 5 ms, (syntetický signál)

Základní statistické ukazatele při nastavení detekčního okna na 10 ms					
<i>Úroveň šumu</i>	<i>Počet typů hrotů</i>	<i>Suma</i>	<i>Průměr</i>	<i>Rozptyl</i>	<i>Směrodatná odchylka</i>
1	4	114	28,5	143	11,96
2	4	109	27,25	404,25	20,11
3	4	83	20,75	244,92	15,65
4	4	49	12,25	173,58	13,18
5	4	32	8	198	14,07
6	4	33	8,25	272,25	16,5
7	4	43	10,75	462,25	21,5
8	4	0	0	0	0
9	4	0	0	0	0

**Tabulka 3** Základní statistické ukazatele, detekční okno 10 ms (syntetický signál)

Základní statistické ukazatele při nastavení detekčního okna na 15 ms					
<i>Úroveň šumu</i>	<i>Počet</i>	<i>Suma</i>	<i>Průměr</i>	<i>Odchylka</i>	<i>Směrodatná odchylka</i>
1	4	110	27,5	207	14,39
2	4	114	28,5	143	11,96
3	4	67	16,75	207,58	14,41
4	4	58	14,5	664,33	25,77
5	4	37	9,25	342,25	18,5
6	4	31	7,75	240,25	15,5
7	4	0	0	0	0
8	4	0	0	0	0
9	4	0	0	0	0

**Tabulka 4** Základní statistické ukazatele, detekční okno 15 ms (syntetický signál)

K vyhodnocení výsledků měření byla použita jedna z metod analýzy rozptylu, ANOVA, zde konkrétně jednofaktorová ANOVA. Ta se používá v případech, kdy přichází v úvahu pouze jeden faktor (v tomto případě úroveň šumu), který nabývá tří a více úrovní (8 různých úrovní šumu) a pro každou úroveň existuje skupina paralelních stanovení (počet detekovaných hrotů jednotlivých amplitud).

Základním předpokladem testování programu pomocí různých úrovní šumu je, že s rostoucí velikostí šumu, bude klesat počet detekovaných hrotů jednotlivých amplitud. Abychom zjistili, zda je toto tvrzení správné, stanovíme si

- nulovou hypotézu  $H(0)$ : neexistuje signifikantní rozdíl v počtu detekovaných hrotů při různých úrovních šumu
- alternativní hypotézu  $H(1)$ : existuje rozdíl v počtu detekovaných hrotů jednotlivých amplitud při různých úrovních šumu.

Z tabulky 5 nese nejdůležitější informaci hodnota  $F$  (vypočtené  $F$ ) a kritické  $F$ . Díky těmto hodnotám lze potvrdit či vyvrátit stanovené hypotézy. V tomto případě je hodnota  $F < F$  kritické ( $0,94 < 2,31$ ) a tudíž můžeme akceptovat nulovou hypotézu.

Z výsledku lze usuzovat, že při nastavení detekčního okna na 5 ms nejsou významné rozdíly v počtu detekovaných hrotů při různých úrovních šumu. Toto tvrzení je ale o pár odstavců

níže, kde je grafické znázornění počtu identifikovaných hrotů, vyvráceno. Lze to přisuzovat tomu, že počty detekovaných motorických jednotky jsou relativně nízké a proto rozdíly mezi nimi v různých úrovních šumu nejsou považovány za významně rozdílné.

Jednofaktorová ANOVA pro detekční okno 5 ms						
<i>Zdroj variability</i>	<i>Součet čtverců (SS)</i>	<i>Počet stupňů volnosti (df)</i>	<i>Průměrný čtverec (MS)</i>	<i>F</i>	<i>P-hodnota</i>	<i>F krit.</i>
Mezi skupinami	1993,39	8	249,17	0,94	0,50	2,31
Uvnitř skupin	7176,25	27	265,79			
Celkem	9169,64	35				

**Tabulka 5** ANOVA pro šířku detekčního okna 5 ms (syntetický signál)

V tabulce 6 jsou ty samé ukazatele jako výše, ale tentokrát jsou zde hodnoty pro detekční okno o šířce 10 ms. Z porovnání hodnot  $F$  a kritické  $F$  můžeme opět akceptovat nulovou hypotézu a nastal stejný případ, který byl vysvětlen o odstavce výše.

Jednofaktorová ANOVA pro detekční okno 10 ms						
<i>Zdroj variability</i>	<i>Součet čtverců (SS)</i>	<i>Počet stupňů volnosti (df)</i>	<i>Průměrný čtverec (MS)</i>	<i>Koef.F</i>	<i>P-hodnota</i>	<i>F krit.</i>
Mezi skupinami	3577,56	8	447,19	2,12	0,07	2,31
Uvnitř skupin	5694,75	27	210,92			
Celkem	9272,31	35				

**Tabulka 6** ANOVA pro šířku detekčního okna 10 ms (syntetický signál)

Poslední bylo vyhodnoceno měření, kdy byla nastavena šířka okna 15 ms (viz tab. 7). Při porovnání hodnoty  $F$  s hodnotou kritického  $F$  ( $2,49 > 2,31$ ) bude vyvrácena nulová hypotéza a potvrzena hypotéza alternativní, která říká, že existuje rozdíl v počtu detekovaných hrotů jednotlivých amplitud při různých úrovních šumu.

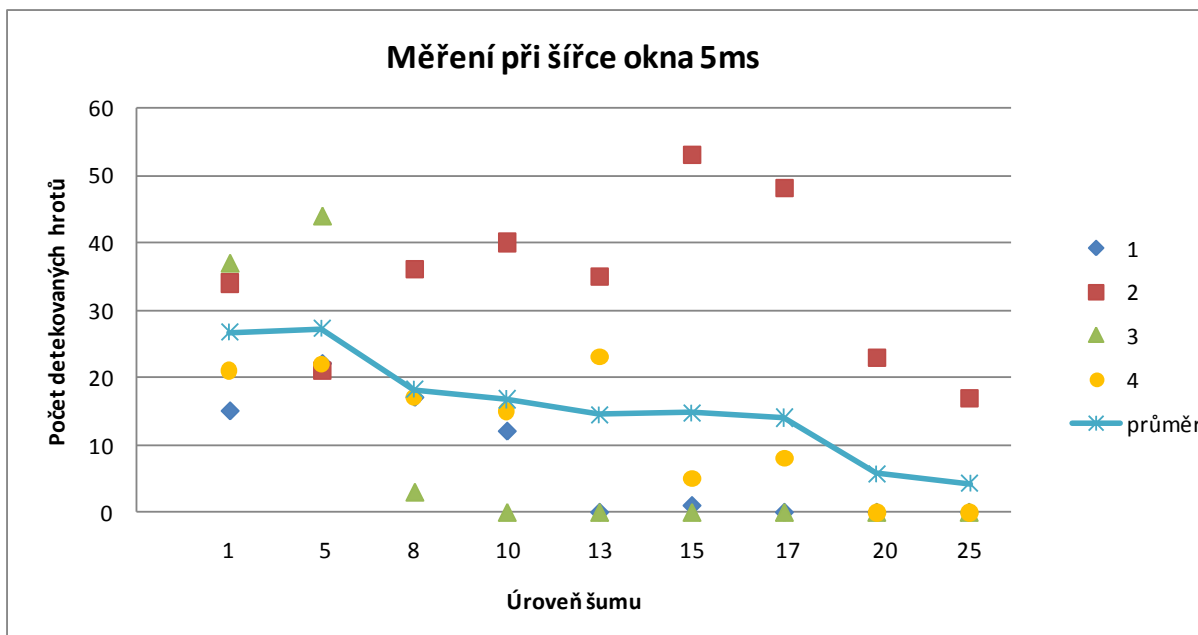
Jednofaktorová ANOVA pro detekční okno 15 ms						
<i>Zdroj variability</i>	<i>Součet čtverců (SS)</i>	<i>Počet stupňů volnosti (df)</i>	<i>Průměrný čtverec (MS)</i>	<i>F</i>	<i>P-hodnota</i>	<i>F krit.</i>
Mezi skupinami	3989,50	8	498,69	2,49	0,04	2,31
Uvnitř skupin	5413,25	27	200,50			
Celkem	9402,75	35				

**Tabulka 7** ANOVA pro šířku detekčního okna 15 ms (syntetický signál)

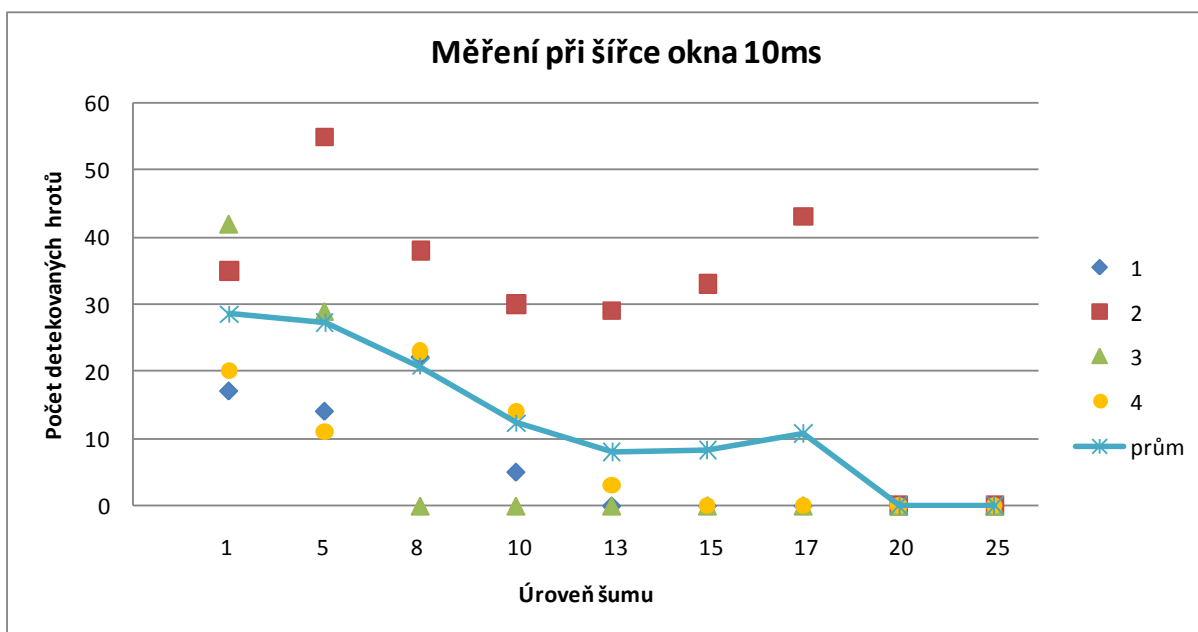
Z grafického zobrazení (viz grafy 1, 2, 3) lze vyčíst, že s rostoucím šumem klesá hodnota průměrného počtu detekovaných hrotů, které je program schopen automaticky rozložit. Největší zlom nastává při aplikaci šumu o velikosti 20 mV, resp. 17 mV v grafu 3, kdy se hodnota průměrného počtu detekovaných hrotů blíží nule.

Dále lze vidět, že úspěšnost detekce závisí na velikosti amplitudy daného hrotu. Nejčastěji byly detekovány hroty vlnky 2, které byly zachyceny i při nejvyšší úrovni šumu (25 mV) aplikovaného na signál. Naproti tomu hroty vlnky 3 byl program schopen detekovat jen do úrovně šumu 5 mV, resp. 8 mV.

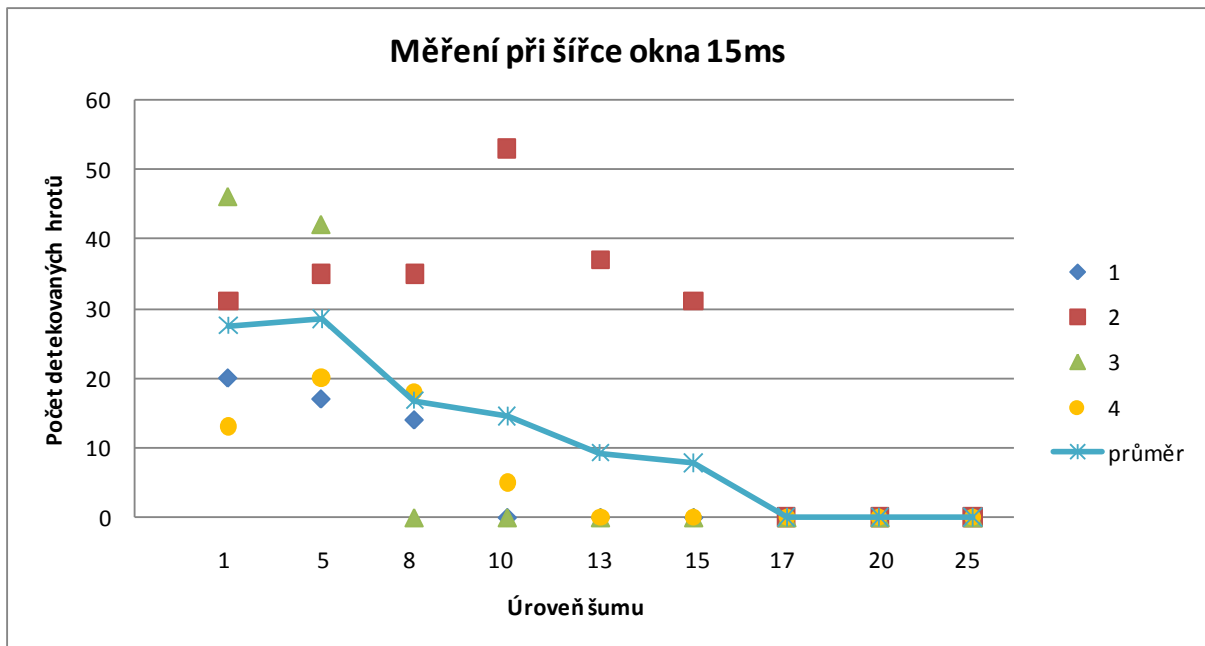
Při porovnání jednotlivých grafů můžeme usuzovat, že důležitou roli při dekompozici, hraje i nastavení detekčního okna. Jako nejvýhodnější se podle grafického zobrazení jeví šířka okna 5 ms (viz graf 1), kdy byl program schopen automatické dekompozice až do úrovně šumu 25 mV. Nejméně výhodná byla šířka 15 ms, kde byly detekovány hroty jednotlivých vlnek jen do velikosti šumu 15 ms (viz graf 3).



**Graf 1** Rozptylový graf počtu detekovaných hrotů při různých úrovních šumu a při nastavení šíře detekčního okna 5 ms (syntetický signál)

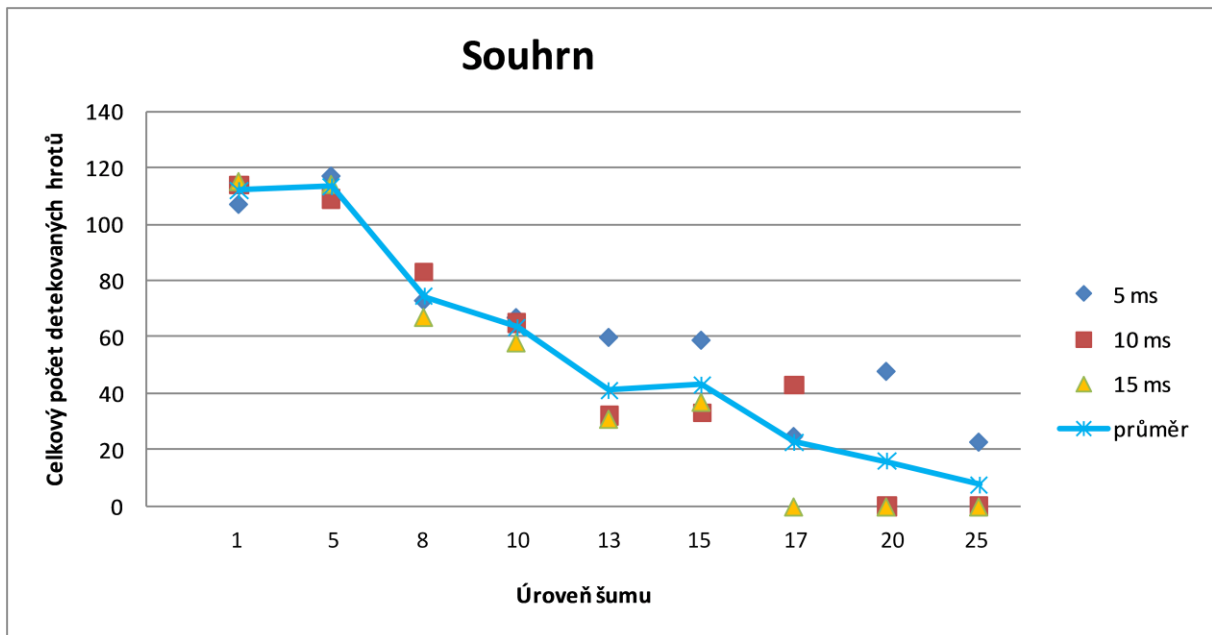


**Graf 2** Rozptylový graf počtu detekovaných hrotů při různých úrovních šumu a při nastavení šíře detekčního okna 10 ms



**Graf 3** Rozptylový graf počtu detekovaných hrotů při různých úrovních šumu a při nastavení šíře detekčního okna 15 ms (syntetický signál)

Graf 4 je v podstatě souhrnem grafu 1-3. Je zde zobrazen celkový počet detekovaných hrotů při třech různých nastaveních detekčního okna. Opět zde vidíme, že se stoupajícím šumem klesá spolehlivost automatické detekce hrotů. Z tohoto grafu si znovu můžeme ověřit, že nejvhodnější šíře okna je 5 ms, kdy byla detekce úspěšná i při hodnotě šumu 25 mV. Naopak při větší šířce detekčního okna ztrácí program schopnost detekovat spolehlivě většinu hrotů.



Graf 4 Souhrn všech detekovaných hrotů při různých nastaveních detekčního okna (syntetický signál)

### Signál ze softwarového balíku EMGLAB

Výsledky měření byly statisticky vyhodnoceny pomocí párového t-testu (viz tab. 5), který předpokládá dvě hodnoty pocházející ze stejného vzorku, naměřené za odlišných podmínek. V tomto případě je porovnáván počet detekovaných hrotů před a po aplikaci šumové komponenty na rozkládaný signál. Byla stanovena hypotéza, které tvrdí, že se zvýšením šumové komponenty o 10% dekompoziční algoritmy detekují méně hrotů, než bylo detekováno u klidového signálu. Tato hypotéza byla uvažována jako hypotéza nulová.

Níže (viz tab. 8) jsou uvedeny základní statistické ukazatele popisující zjištěné výsledky pro oba dva druhy signálů.



<i>Statistické ukazatele</i>	<i>signál s původním šumem</i>	<i>signál s šumem zvýšeným o 10%</i>
Průměr	49,88	23,25
Rozptyl	1026,98	942,21
Směrodatná odchylka	32,05	30,7
Počet motorických jednotek	8	8

**Tabulka 8** Základní statistické ukazatele pro oba druhy signálu (signál ze SW balíku EMGLAB)

Vzhledem k tomu, že testujeme, zda se změní počet detekovaných hrotů po zvýšení šumové komponenty o 10%, potřebujeme znát rozdíl hodnot (detekovaných hrotů) před a po přidání šumu. V tabulce 10 je statistické vyhodnocení tohoto rozdílu. Z této tabulky je především důležitá hodnota průměru rozdílů klidového signálu a signálu s šumem a dále hodnota míry spolehlivosti, ze které lze vypočítat interval spolehlivosti pro tento průměr. V tomto případě je interval spolehlivosti 4,37 – 48,8 (průměr ± míra spolehlivosti).

<i>Statistické ukazatele pro rozdíl hodnot</i>	
Průměr	26,63
Střední chyba průměru	9,41
Medián	20,5
Směrodatná odchylka	26,62
Rozptyl vzorku	708,84
Koeficient špičatosti	0,52
Koeficient šikmosti	0,91
Rozpětí	82
Minimum	-5
Maximum	77
Součet	213
Počet	8
Míra spolehlivosti(95,0%)	22,26

**Tabulka 9** Statistické vyhodnocení rozdílu hodnot klidového signálu a signálu s šumem (signál ze SW balíku EMGLAB)

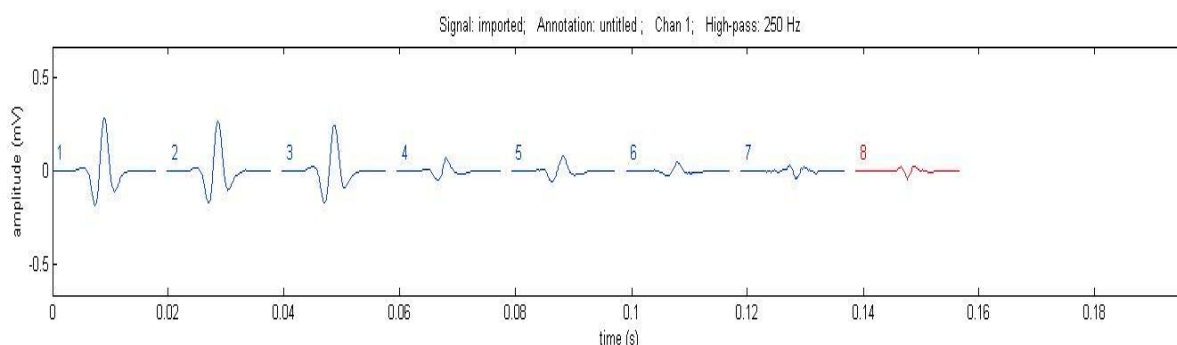
V tabulce 11 jsou výsledky získané z výpočtů pomocí párového t-testu. Jako první je uveden hypotetický průměr rozdílů. Pokud by byla tato hodnota splněna, vypovídalo by to o skutečnosti, že dva měřené vzorky jsou identické. Rozdíl průměrného počtu detekovaných

hrotů před a po přidání šumové komponenty je ale mnohonásobně vyšší než nula (průměr = 26,63; směrodatná odchylka = 26,62; počet MJ = 8), což prozrazuje, že dekompoziční algoritmy nejsou dostatečně robustní pro signál, který obsahuje přidanou šumovou komponentu a stanovená hypotéza je splněna. To, že můžeme stanovenou hypotézu přijmout jako pravdivou, potvrzuje i hodnota oboustranného intervalu  $p = 0,03$ , která nižší než zvolená hladina významnosti  $\alpha = 0,05$

Hypotetický průměr rozdílů	0
Stupně volnosti	7
t Stat	2,83
P (T<=t)- jednostranný interval	0,01
Kritická hodnota t - jednostranný interval	1,89
P (T<=t) – oboustranný interval	0,03
Kritická hodnota t – oboustranný interval	2,36

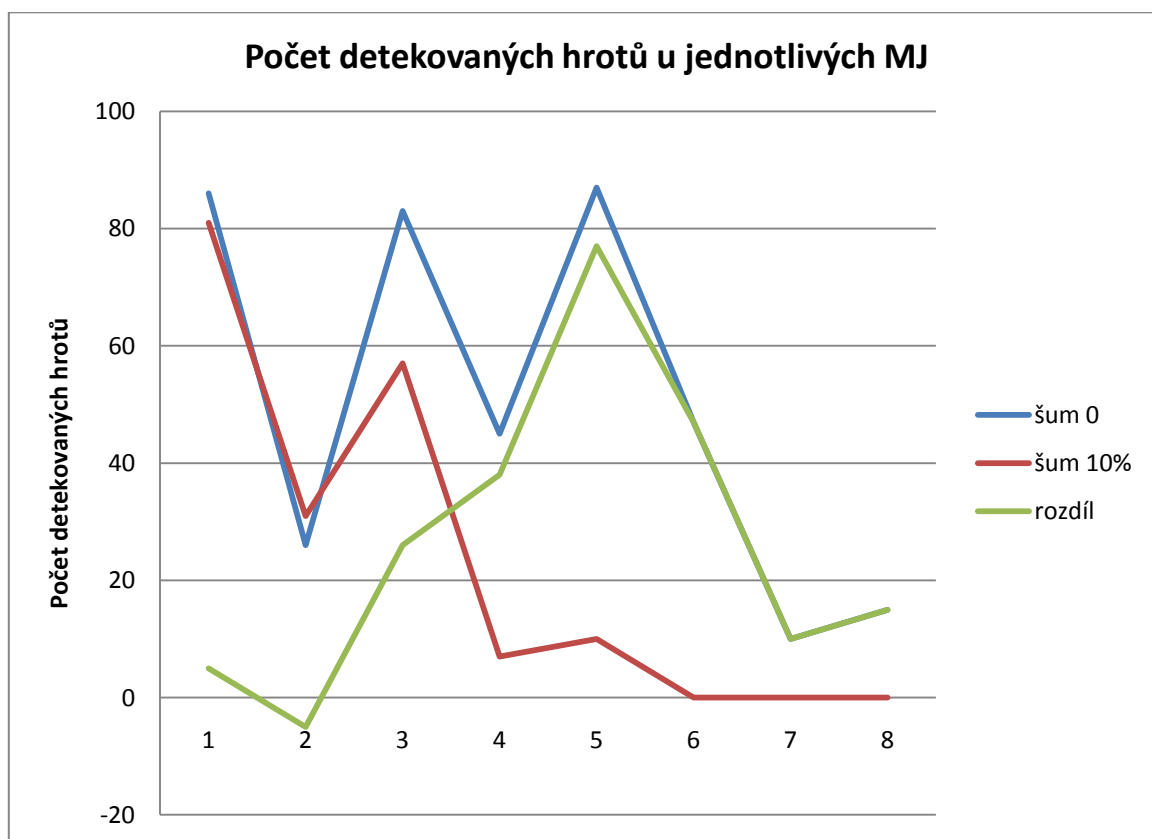
**Tabulka 10** Výsledky párového t-testu (signál ze SW balíku EMGLAB)

Při dekompozici signálu bez přidané šumové komponenty byly automaticky identifikovány motorické jednotky 1, 2, 3, 5, zbývající čtyři musely být určeny manuálně (viz obr. 19). Po přidání 10% šumu byl program schopen rozpoznat jen první tři motorické jednotky a zbytek musel být opět identifikován manuálně.



**Obrázek 19** Přehled identifikovaných motorických jednotek (signál ze SW balíku EMGLAB)

Z grafu 5 lze vidět, že na hroty MJ číslo 2 nemá přidaný šum téměř žádný vliv a dekompoziční algoritmy jsou schopné spolehlivě detekovat stejný počet hrotů i v signálu obsahující tuto úroveň šumu. S klesající amplitudou hrotu, klesají i detekční schopnosti dekompozičních algoritmů. Tuto skutečnost můžeme vidět u hrotu 5, kde je vidět značný propad v počtu detekovaných hrotů v signálu s přidaným šumem. Zelená křivka zobrazuje rozdíl v počtu detekovaných hrotů u klidového signálu a u signálu s přidaným šumem. Opět lze vidět, že nejmenší rozdíly jsou u hrotů s vyšší amplitudou (hroty 1, 2) a rovněž u hrotů s velmi nízkou amplitudou, které dekompoziční algoritmy nezachytily ani v čistém signálu bez přidaného šumu.



Graf 5 Počet detekovaných hrotů (signál e SW balíku EMGLAB)

### Klinický povrchový signál z m. biceps brachii

Předchozí testování bylo prováděno pomocí signálu, který byl sejmut přímo za účelem dekompozice. Byl získán pomocí povrchových elektrod s vysokým prostorovým rozlišením.

Cílem tohoto měření bylo zjistit, do jaké míry a zda vůbec, si program EMGLAB poradí se signálem, který byl sejmuto pomocí povrchových elektrod používaných v běžné klinické praxi.

Výsledky byly opět vyhodnoceny statistickou metodou (párový t-test) a byla stanovena stejná nulová hypotéza jako v předchozím testování, tj. předpokládá se, že se zvýšením šumové komponenty o 10% dekompoziční algoritmy detekují méně hrotů, než bylo detekováno u signálu bez přidané umělé šumové komponenty.

V tabulce 12 jsou uvedeny základní statistické veličiny pro oba typy reálného signálu.

<i>Statistické ukazatele</i>	<i>Signál s původním šumem</i>	<i>Signál s šumem zvýšeným o 10%</i>
Průměr	31,38	43,50
Rozptyl	547,13	333,71
Směrodatná odchylka	23,39	18,27
počet motorických jednotek	8	8

**Tabulka 11** Základní statistické veličiny pro oba typy reálného signálu (klinický povrchový signál)

Stejně jako v předchozím měření, testujeme, zda se změní počet detekovaných hrotů po zvýšení šumové komponenty o 10%. Z tohoto důvodu je pro nás důležitá informace o rozdílu počtu detekovaných hrotů před a po přidání šumu. V tabulce 13 je statistické vyhodnocení tohoto rozdílu. Už z hodnoty průměru rozdílů, který je záporný, lze usuzovat, že stanovená hypotéza se pravděpodobně nepotvrdí.

<i>Statistické ukazatele pro rozdíl hodnot</i>	
Průměr	-12,13
Střední chyba průměru	12,05
Medián	-13
Směrodatná odchylka	34,09
Rozptyl vzorku	1161,84
Koeficient špičatosti	1,25
Koeficient šikmosti	-0,76
Rozpětí	108
Minimum	-78
Maximum	30
Součet	-97
Počet	8
Míra spolehlivosti (95,0%)	28,50

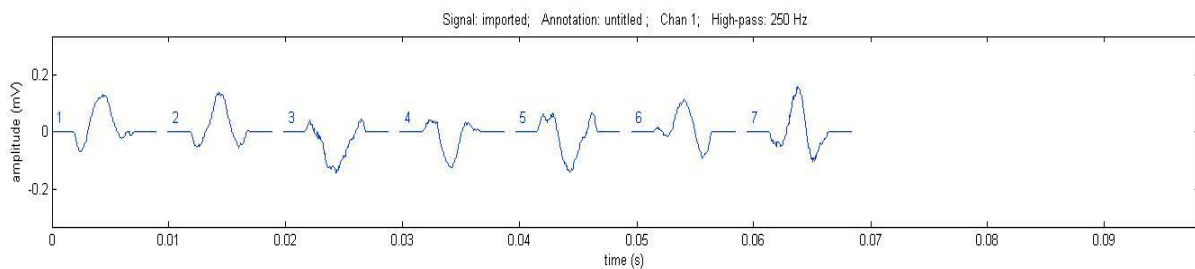
**Tabulka 12** Statistické vyhodnocení rozdílu hodnot klidového signálu a signálu s šumem (klinický povrchový signál)

V tabulce 14 jsou opět výsledky získané výpočtem párového t-testu. Hodnota oboustranného intervalu  $p = 0,35$  ukazuje, že hypotéza, která byla stanovena, nemůže být přijata jako pravdivá. Důvodem je, že počet detekovaných hrotů v signálu bez přidané šumové složky, byl nižší než počet detekovaných hrotů v signále s umělou šumovou komponentou. Tento fakt vypovídá o tom, že dekompoziční program EMGLAB není vhodný pro rozklad signálu sejmutého pomocí povrchových elektrod, které se používají v běžné klinické praxi.

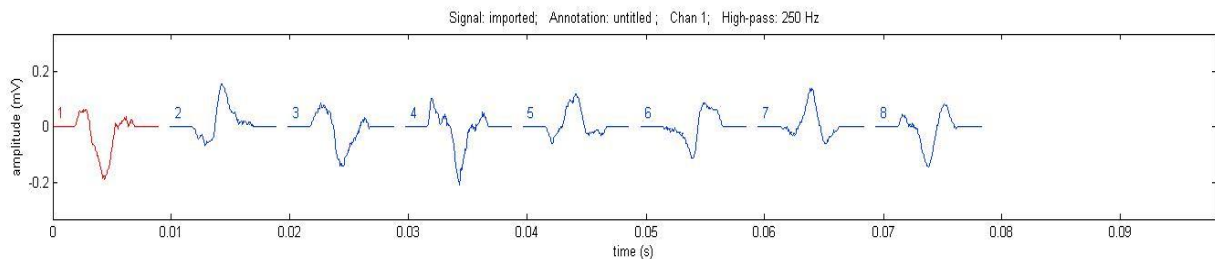
Hypotetický průměr rozdílů	0
Stupně volnosti	7
t Stat	1,01
P(T<=t)- jednostranný interval	0,17
Kritická hodnota t - jednostranný interval	1,89
P(T<=t) – oboustranný interval	0,35
Kritická hodnota t – oboustranný interval	2,36

**Tabulka 13** Výsledky párového t-testu (klinický povrchový signál)

Při dekompozici signálu bez přidané šumové komponenty bylo automaticky identifikováno sedm MJ (viz obr. 20). Po přidání 10% šumu byl program schopen rozpoznat o jednu MJ více (viz obr. 21). Důvodem může být vysoká úroveň původního šumu, v pozadí kterého se uměle přidaná šumová komponenta neměla šanci projevit. Manuální dekompozici nebylo možné spolehlivě provést a tudíž je reálné, že dekompoziční algoritmy nezachytily všechny aktivní MJ. Z obrázků 20 a 21 lze vidět, že identifikované MJ se v jednotlivých signálech liší, ač se jedná o signál totožný a změněný jen o velikost šumu.

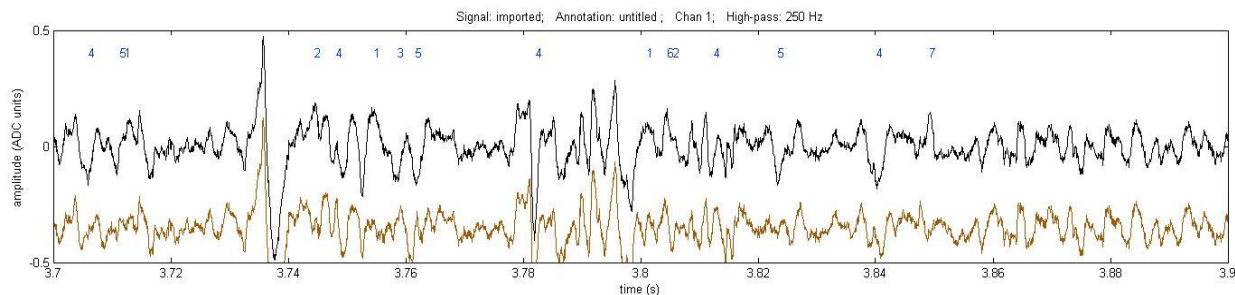


**Obrázek 20** Identifikované MJ v signálu bez additivního šumu (klinický povrchový signál)

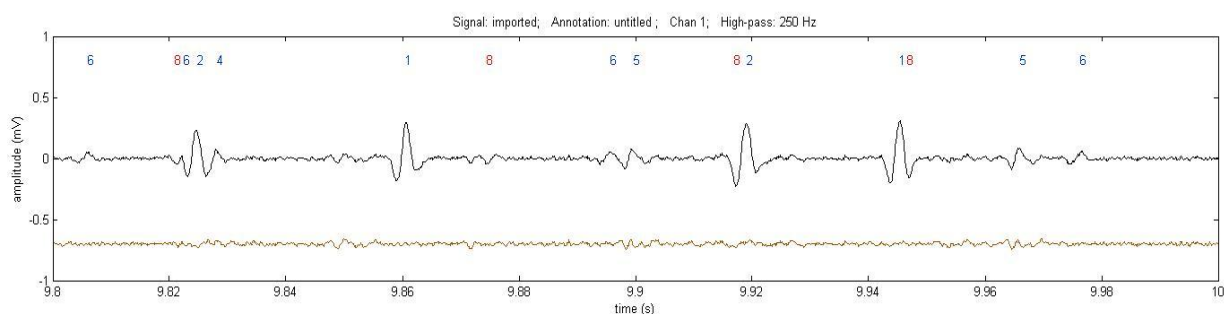


**Obrázek 21** Identifikované MJ v signálu s additivním šumem (klinický povrchový signál)

Na obr. 22 je zobrazen úsek dekomponovaného signálu (zobrazen černě) a reziduum, které zbylo po dekompozici (světlejší křivka). Už na první pohled lze vidět, že dekompoziční algoritmy, ač detekovaly poměrně velké množství hrotů, nejsou dostatečně robustní pro tento typ signálu. Na obr. 23 je pro porovnání zobrazen úsek signálu, který byl plně dekomponován. Pod ním je hladké reziduum, které po dekompozici zbylo.

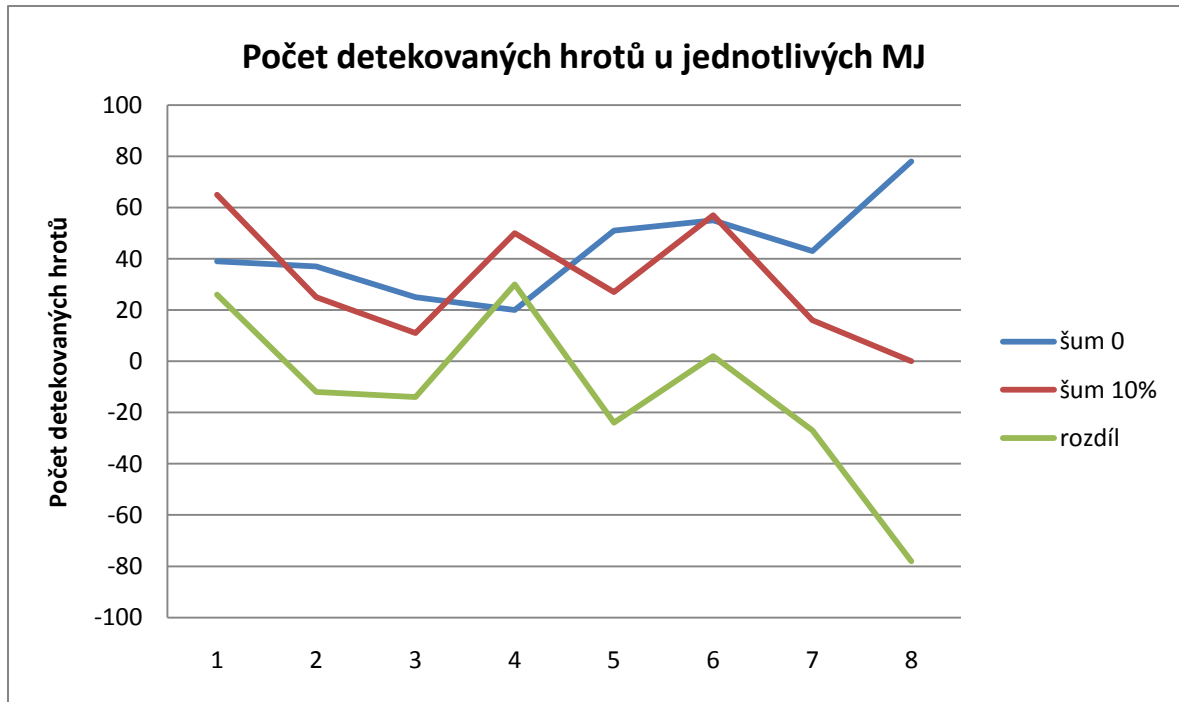


**Obrázek 22** Úsek dekomponovaného signálu (klinický povrchový signál)



**Obrázek 23** Úsek dekomponovaného signálu (signál ze SW balíku EMGLAB)

Graf 6 jen dokládá, že additivní šum nemá žádný vliv na počet detekovaných potenciálů. Při porovnání křivky pro šum 10% a šum 0 není vidět výrazný rozdíl a naopak křivka znázorňující měření s additivním šumem dosahuje na vyšší hodnoty počtu detekovaných potenciálů než křivka pro měření bez additivního šumu.



Graf 6 Počet detekovaných hrotů u jednotlivých MJ (klinický povrchový signál)



### 4. DISKUZE

Dekompozicí elektromyografického signálu se vědeční pracovníci zabývají již od 70. let minulého století. Před příchodem počítačové techniky byla dekompozice signálu prováděna manuálně, pomocí značení opakujících se výskytů každého zřetelného hrotu. Nyní je princip v podstatě stejný, ale provedení je díky počítačovému zpracování mnohonásobně rychlejší.

Většina algoritmů pro dekompozici EMG signálu je v současné době založena na principech umělé inteligence a matematických modelech. Mezi matematické metody zabývající se dekompozicí lze zahrnout waveletovou analýzu, statistické metody, jako je analýza hlavních komponent a analýza nezávislých komponent. Přístupy umělé inteligence v dekompozici signálu zahrnují analýzu pomocí umělých neuronových sítí, genetické algoritmy či fuzzy logiku (citace).

Mnoho autorů, jako McGill, DeLuca a ostatní, zabývající se tímto tématem řadu let, usiluje o vyvinutí spolehlivého detekčního algoritmu, který by se dokázal vypořádat i s povrchovým signálem získaným v běžné klinické praxi.

Florestal, Mathieu a McGill (2007) sestavili automatický algoritmus pro dekompozici multikanálového EMG signálu. Tento algoritmus dokáže podle autorů rozložit i signály, které byly zaznamenány pomocí elektrod umístěných od sebe ve větší vzdálenosti, a tudíž vykazují výrazný mezikanálový posun a chvění.

V této práci byl testován dekompoziční program EMGLAB, který vyvinul McGill spolu se svými spolupracovníky. Jak autor (McGill, 2005) tohoto softwaru tvrdí, program obsahuje pokročilé algoritmy pro přiřazování šablon, pro detekci superpozic a pro průměrování vlnek. Součástí je rovněž příjemné uživatelské rozhraní pro manuální editaci a kontrolu výsledků. Z výsledků testování tohoto programu pomocí syntetického signálu lze říci, že tento program je dostatečně robustní pro dekompozici signálu s velmi nízkou úrovní šumu. Takovýto typ signálu lze získat s použitím jehlových či drátkových elektrod. Nicméně k tomu, aby bylo dosaženo plné dekompozice, je stále nutná manuální kontrola zkušeným odborníkem.

V této práci byl mimo jiné rozkládán signál, zaznamenaný pomocí povrchových elektrod s nízkým prostorovým rozlišením. Pro tento typ signálu nebyly dekompoziční algoritmy, obsažené v programu EMGLAB, dostatečně robustní.

Další systém, EMG-LODEC, vyvinutý Peterm Weilligem (2001), využívá „klasifikace pod dozorem“, kdy se kontrolují segmenty signálu, kde se mohou vyskytovat superpozice. Supervize klasifikačního procesu je závislá na znalostech a dovednostech zkušeného odborníka. Tento systém je rovněž limitován faktem, že nedokáže rozložit více jak dva překrývající se hroty a je určen pouze pro rozklad intramuskulárního signálu.

Jelikož má povrchový signál oproti signálu intramuskulárnímu značné výhody (neinvazivnost, podává komplexní informaci o distribuci motorických jednotek ve vyšetřovaném svalu, apod.), je velkou výzvou vyvinout dostatečně robustní algoritmus pro dekompozici tohoto typu signálu.

Tuto výzvu se snaží splnit Holobar a Zazula (2007), kteří vyvinuli nástroj pro dekompozici povrchového EMG signálu, DEMUSEtool. Tento program, který byl vyvíjen více než pět let, je určen speciálně pro dekompozici vícekanálového povrchového signálu. Základním algoritmem, s kterým program pracuje, je Convolution Kernel Compensation (= doslovně náhrada konvolučním kernelem, CKC). Podle Holobara (2007) se jedná o metodu vhodnou především pro dekompozici signálu v reálném čase, která funguje dobře i v případě, že se výbojové intervaly jednotlivých MJ vzájemně překrývají a záznam obsahuje velké množství rušení. Tento fakt znamená pokrok v oblasti dekompozice EMG signálu, jelikož umožní analýzu motorických jednotek přímo během vyšetření daného svalu.

V současné době jsou vyvíjeny čím dál robustnější algoritmy, které jsou schopné rozložit i velmi komplexní signál. Ale jak uvádí Clancy (2005), stále chybí spolehlivá a standardizovaná metoda, která by dokázala objektivně ohodnotit úspěšnost dekompozice pomocí daného algoritmu.

## 5. ZÁVĚR

Úspěšná dekompozice povrchového EMG signálu je stále velkou výzvou pro všechny, kteří se touto problematikou zabývají. Výsledky, získané testováním dekompozičního programu EMGLAB pomocí třech různých signálů, nám tento fakt dokazují. Uvedený program byl schopen úspěšně rozložit signál s nízkou úrovní šumu, s jeho zvyšováním byla detekce jednotlivých hrotů čím dál obtížnější. Ale i přes fakt, že program EMGLAB nebyl při rozkladu povrchového signálu s malým prostorovým rozlišením zcela úspěšný, je důležitým prvkem vývoje v této oblasti.

Pomocí přesné dekompozice elektromyografického signálu na jednotlivé akční potenciály je možné nahlédnout do výbojového chování motorické jednotky. Pokud by byl vyvinut spolehlivý nástroj pro dekompozici povrchového signálu, který obsahuje velkou míru rušení, bylo by usnadněno porozumění normálnímu a abnormálnímu chování kontroly motorické jednotky a získali bychom další důležitý nástroj pro mnoho lékařských intervencí.

## 6. POUŽITÁ LITERATURA

1. **Kittnar, O. a kol.** *Lékařská fyziologie*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2011. str. 800. Sv. 1. ISBN 978-80-247-3068-4.
2. **Navrátil, L., Rosina, J. a kol.** *Medicínská biofyzika*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2005. str. 524. Sv. 1. ISBN 80-247-1152-4.
3. **Trojan, S., Langmeier, M.** *Lékařská fyziologie*. Praha : Grada Publishing a.s., 2003. str. 771. ISBN 8024705125.
4. *Průběh synaptické transmise*. [Online], dostupné z: <http://www1.lf1.cuni.cz/~zfisar/bp/2.5.htm>. [Citace: 06. 07 2011.]
5. **Keller, O.** *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton, 1999. str. 173. Sv. 1. ISBN 80-7254-047-5.
6. **Véle, F.** *Kineziologie - přehled klinické kineziologie a patofyziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006. str. 375. Sv. 2. ISBN 80-7254-837-9.
7. **Dufek, J.** *Elektromyografie*. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. str. 102. Sv. 1. ISBN 80-7013-208-6.
8. **Ludin, H.P.** *Electromyography in Practice*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 1980. ISBN 3-13-585501-5.
9. **Deuschel, G., Eisen, A.** *Standardy Mezinárodní federace klinické neurofyziologie*. [Online] 1999.
10. **Bischoff, G., Fuglsang-Frederikson, A., Vendelbo, L., Sumner, A.** *Standardy přístrojového vybavení pro EMG*. 1999.
11. **Ludin, H.P.** *Electromyography*. Amsterdam: Elsevier Science B.V., 1995. ISBN 0-444-81256-3.
12. **Lenman, J.A.R., Ritchie A.E.** *Clinical Electromyography*. Great Britain: Pitman Medical & Scientific, 1970. ISBN 272-79318-3.
13. **Elektromyografie** [Online], dostupné z: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/experiment\\_metody\\_emg.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php) [Citace: 17. Prosinec 2010].
14. **De Luca, C.J.** *Surface Electromyography: Detection and recording*. [Online] 2002, dostupné z: [http://www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_SEMGintro.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf). [Citace 27. Červen 2011]

15. **Keller, O.** *Elektromyografie*. Praha: Triton, 1998. str. 108. ISBN 80-85875-60-8.
16. **Shultz, S., Perrin, D.** *Using Surface Electromyography To Assess Sex Differences in Neuromuscular Response Characteristics*. Journal of Athletic Training, 1999, Sv. 34, stránky 167-176.
17. **Kelly, D., Brull, S.** *Monitoring of Neuromuscular Function in the Clinical Setting*. Yale: Yale Journal of Biology and Medicine, 1993, Sv. 66, stránky 473-489.
18. **Capaday, C., Stein, R.B.** *Difference in the amplitude of the human soleus H-reflex during walking and running*. Journal of Physiology, 1987, stránky 513-522.
19. **Palmieri, R. Ingersoll, Ch., Hoffman, M.** *The Hoffmann Reflex: Methodologic Consideration and Application for Use in Sport Medicine and Athletic Training Research*. Journal of Athletic Training, 2004, Sv. 39, stránky 268-277.
20. **Maekawa, S., Arimoto, T., Kotani, M.** *MU Decomposition from Multichannel Surface EMG Signals Using Blind Deconvolution*. Japan: Wiley InterScience (www.interscience.wiley.com), February 2007, Electronics and Communications in Japan , Sv. 90, stránky 22-30.
21. **De Luca, C.J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L.D., Nawab, S.H.** *Decomposition of surface EMG signals*. Journal of Neurophysiology 2006, Sv. 96, stránky 1646-1657.
22. **Nawab, S.H., De Luca, C.J., Chang, S.S.** *High-yield decomposition of surface EMG signals*. Clinical Neurophysiology. Říjen 2010, Sv. 121, stránky 1602-1615.
23. **Stashuk, D.W., Doherty, T.J.** *DQEMG: Decomposition-based Quantitative EMG*. Worcester: 2007. EMG Decomposition Symposium 2007.
24. **McGill K.C., Lateva, Z.C., Marateb H.R.** *EMGLAB: An interactive EMG decomposition program*. Elsevier, 2005, Journal of Neuroscience Methods, Sv. 149, stránky 121-133.
25. **Stashuk, D.,W.** *Decomposition and quantitative analysis of clinical electromyographic signals*. Medical Engineering & Physics. 1999, Sv. 21, stránky 389-404.
26. **Krajča, V., Mohylová, J.** *Číslicové zpracování neurofyziologických signálů*. Praha: České vysoké učení technické, 2011. str. 167. ISBN 978-80-01-04721-7.
27. **Tučková, J.** *Vybrané aplikace umělých neuronových sítí při zpracování signálu*. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2009. str. 224. ISBN 978-80-01-04229-8.
28. **Zelinka, I.** *Umělá Inteligence I - Neuronové sítě a genetické algoritmy*. Brno: VUTIUM, 1998. str. 126. ISBN 80-214-1163-5.

29. Výzkumná skupina aplikovaných evolučních algoritmů. [Online], dostupné z <http://www.fit.vutbr.cz/~jarosjr/groups/eva/ga.html.cs> [Citace: 25. Červenec 2011.]
30. Zima, M., Tichavský P., Krajča, V. *Odstraňování artefaktů v EEG datech III*. Praha: Akademi věd České Republiky, Ústav teorie informace a automatizace, 2009.
31. Cardoso, J.F. *Blind signal separation: statistical principles*. Proceedings of the IEEE. Říjen 1998, Sv. 86, 10, stránky 2009-2025.
32. Horák, Jiří. *Analýza nezávislých komponent* [Online] 8. Prosinec 2002, dostupné z: [http://gis.vsb.cz/pad/Kap\\_6/kap\\_\\_6\\_5\\_2.htm](http://gis.vsb.cz/pad/Kap_6/kap__6_5_2.htm). [Citace: 25. Červenec 2011.]
33. Eksler, V. *Analýza nezávislých komponent* [Online] 17. Květen 2005, dostupné z: [http://www.kiv.zcu.cz/studies/predmety/tns/SVM-PCA-ICA/Analyza\\_hl\\_komponent.pdf](http://www.kiv.zcu.cz/studies/predmety/tns/SVM-PCA-ICA/Analyza_hl_komponent.pdf). [Citace: 25. Červenec 2011.]
34. Nawab, S.H., Wotiz, R.P., De Luca, C.J. *Decomposition of indwelling EMG signals*. American Physiological Society, 15. Květen 2008, Journal of Applied Physiology, Sv. 105, stránky 700-710.
35. Prchal, A. *Waveletová transformace*. [Online] 16. Prosinec 2009, dostupné z: <http://kfe.fjfi.cvut.cz/~prchala/files/kof1.pdf>. [Citace: 1. Srpen 2011.]
36. Bílovský, P. [Online] 2000, dostupné z <http://www.fs.vsb.cz/akce/2000/asr2000/Sbornik/papers/bilovsky.pdf>. [Citace: 31. Červenec 2011]
37. Gescheidtová, E., Bartušek, K., Liberda, O. *Kritéria pro výběr vlnek při zpracování MR obrazů*. Elektrověda, Brno: 13. Prosinec 2009. ISSN 1213-1539.
38. Kuriščík, E. *Korelace* [Online], 2011, dostupné z <http://docs.google.com/viewer?a=v&pid=sites&srcid=ZGVmYXVsdGRvbWFpbm9la3VyaXNjYWt8Z3g6NGYyYjA2NWZIMWE0ZGZhZA>. [Citace: 10. Červenec 2011]
39. MathWorks - *MATLAB and Simulink for Technical Computing*. [Online], dostupné z: <http://www.mathworks.com/> [Citace: 1. Srpen 2011]
40. Zennaro, D., Wellig, P. *EMGLODEC - Electromyogram Long-term Decomposition*. Zurich: Institute of Hygiene and Applied Physiology, 2002.
41. DEMUSE. *DEMUSE Decomposition Technique*. [Online] Marie Curie Actions 2007, dostupné z: [http://www.lisin.polito.it/DEMUSE/Publish/DEMUSE\\_Decomposition\\_Techniques.html](http://www.lisin.polito.it/DEMUSE/Publish/DEMUSE_Decomposition_Techniques.html). [Citace: 20. Červenec 2011]
42. McGill, K. *Tutorials*. [Online], dostupné z: <http://emglab.net/emglab/index.php>. [Citace: 29. Květen 2011.]
-

**43. McGill, K.C., Lateva, Z.C., Johanson, M.E.** *Validation of a computer-aided EMG decomposition method.* ProcIEEE Eng Med Biol Soc Conf., 2004. [Online], dostupné jako: dataset R002 na <http://www.emglab.net.4744-4747>.

**44. Elektromyografie.** [Online], dostupné z: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment\\_metody\\_emg.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php). [Citace: 7. Prosinec 2010]

**45. Lateva, Z.C., McGill, K.C.** *Our EMGlab Experiences: Strategies for Manual Decomposition.* Worcester: 2007. EMG Decomposition Symposium 2007.

## **7. SEZNAM ZKRATEK**

EMG – elektromyografie, elektromyografický

IPSP – inhibiční postsynaptický potenciál

EPSP – excitační postsynaptický potenciál

ADP – adenosindifosfát

ATP – adenosintrifosfát

EKG – elektrokardiograf

EEG – elektroencefalograf

CMRR – common mode rejection ratio

MUP – motor unit potential

sEMG – povrchová elektromyografie (= surface electromyography)

MUAP – akční potenciál motorické jednotky

ICA – analýza nezávislých komponent (Independent Component Analysis)

PCA – analýza hlavních komponent (Principal Component Analysis)

PD – Precision Decomposition

MJ – motorická jednotka

SW - software



## 8. SEZNAM TABULEK

<b>TABULKA 1</b> KONCENTRACE IONTŮ VNĚ A UVNITŘ BUŇKY (DOSTUPNÉ Z HTTP://CS.WIKIPEDIA.ORG/WIKI/MEMBRÁNOVÝ_POTENCIÁL).....	4
<b>TABULKA 2</b> ZÁKLADNÍ STATISTICKÉ UKAZATELE, DETEKČNÍ OKNO 5 MS, (SYNTETICKÝ SIGNÁL).....	50
<b>TABULKA 3</b> ZÁKLADNÍ STATISTICKÉ UKAZATELE, DETEKČNÍ OKNO 10 MS (SYNTETICKÝ SIGNÁL).....	50
<b>TABULKA 4</b> ZÁKLADNÍ STATISTICKÉ UKAZATELE, DETEKČNÍ OKNO 15 MS (SYNTETICKÝ SIGNÁL).....	51
<b>TABULKA 5</b> ANOVA PRO ŠÍŘKU DETEKČNÍHO OKNA 5 MS (SYNTETICKÝ SIGNÁL).....	52
<b>TABULKA 6</b> ANOVA PRO ŠÍŘKU DETEKČNÍHO OKNA 10 MS (SYNTETICKÝ SIGNÁL).....	52
<b>TABULKA 7</b> ANOVA PRO ŠÍŘKU DETEKČNÍHO OKNA 15 MS (SYNTETICKÝ SIGNÁL).....	53
<b>TABULKA 8</b> ZÁKLADNÍ STATISTICKÉ UKAZATELE PRO OBA DRUHY SIGNÁLU (SIGNÁL ZE SW BALÍKU EMGLAB).....	57
<b>TABULKA 10</b> STATISTICKÉ VYHODNOCENÍ ROZDÍLU HODNOT KLIDOVÉHO SIGNÁLU A SIGNÁLU S ŠUMEM (SIGNÁL ZE SW BALÍKU EMGLAB).....	57
<b>TABULKA 11</b> VÝSLEDKY PÁROVÉHO T-TESTU (SIGNÁL ZE SW BALÍKU EMGLAB).....	58
<b>TABULKA 12</b> ZÁKLADNÍ STATISTICKÉ VELIČINY PRO OBA TYPY REÁLNÉHO SIGNÁLU (KLINICKÝ POVRCHOVÝ SIGNÁL).....	60
<b>TABULKA 13</b> STATISTICKÉ VYHODNOCENÍ ROZDÍLU HODNOT KLIDOVÉHO SIGNÁLU A SIGNÁLU S ŠUMEM (KLINICKÝ POVRCHOVÝ SIGNÁL).....	61
<b>TABULKA 14</b> VÝSLEDKY PÁROVÉHO T-TESTU (KLINICKÝ POVRCHOVÝ SIGNÁL).....	61

## 9. SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>OBRÁZEK 1</b> NEURON (DOSTUPNÉ Z <a href="http://cs.wikibooks.org/wiki/Nerovné_buňky">HTTP://CS.WIKIBOOKS.ORG/WIKI/NERVOVÉ_BUŇKY</a> ) .....	2
<b>OBRÁZEK 2</b> AKČNÍ POTENCIÁL (DOSTUPNÉ Z <a href="http://cs.wikipedia.org/wiki/Neuron">HTTP://CS.WIKIPEDIA.ORG/WIKI/NEURON</a> ).....	6
<b>OBRÁZEK 3</b> SYNAPSE (DOSTUPNÉ Z <a href="http://www.biologymad.com/nervousystem/synapse1.gif">HTTP://WWW.BIOLOGYMAD.COM/NERVOUSSYSTEM/SYNAPSE1.GIF</a> ) .....	9
<b>OBRÁZEK 4</b> SCHÉMA MOTORICKÉ JEDNOTKY (DOSTUPNÉ Z <a href="http://smpp.northwestern.edu/research/single/index.html">HTTP://SMPP.NORTHWESTERN.EDU/RESEARCH/SINGLE/INDEX.HTML</a> ).....	12
<b>OBRÁZEK 5</b> KONCENTRICKÁ JEHLOVÁ ELEKTRODA (DOSTUPNÉ Z <a href="http://www.lisin.polito.it/demuse/publish/emgs.html">HTTP://WWW.LISIN.POLITO.IT/DEMUSE/PUBLISH/EMGS.HTML</a> ).....	19
<b>OBRÁZEK 6</b> MONOPOLÁRNÍ JEHLOVÁ ELEKTRODA (DOSTUPNÉ Z <a href="http://www.casaengineering.com/instrujpeg/slide43.jpg">HTTP://WWW.CASAENGINEERING.COM/INSTRUJPEGS/SLIDE43.JPG</a> ) .....	20
<b>OBRÁZEK 7</b> SPRÁVNÉ UMÍSTĚNÍ ELEKTRODY (PŘEVZATO DE LUCA, 2002) .....	21
<b>OBRÁZEK 8</b> SCHÉMA PRŮBĚHU DEKOMPOZICE EMG SIGNÁLU (DOSTUPNÉ Z <a href="http://www.bu.edu/nmrc/tutorials/motor-units/">HTTP://WWW.BU.EDU/NMRC/TUTORIALS/MOTOR-UNITS/</a> ).....	27
<b>OBRÁZEK 9</b> SCHÉMA POSTUPU DEKOMPOZICE (PŘEVZATO OD LATEVA, Z.C., MCGILL, K.C., 2007).....	28
<b>OBRÁZEK 10</b> SUPERPOZICE (PŘEVZATO Z <a href="http://www.lisin.polito.it/demuse/publish/emgs.html">HTTP://WWW.LISIN.POLITO.IT/DEMUSE/PUBLISH/EMGS.HTML</a> ) .....	29
<b>OBRÁZEK 11</b> SCHÉMA ALGORITMU PRECIZNÍ DEKOMPOZICE III (DOSTUPNÉ Z <a href="http://jn.physiology.org">JN.PHYSIOLOGY.ORG</a> ) .....	36
<b>OBRÁZEK 12</b> SIGNÁLNÍ PANEL .....	42
<b>OBRÁZEK 13</b> TEMPLATE PANEL – ZOBRAZENÍ ŠABLON ZPRŮMĚROVANÝCH POTENCIÁLŮ .....	43
<b>OBRÁZEK 14</b> TEMPLATE PANEL – ZOBRAZENÍ ŠABLON V REŽIMU CASCADE.....	43
<b>OBRÁZEK 15</b> TEMPLATE PANEL – ZOBRAZENÍ ŠABLON V REŽIMU SHIMMER.....	43
<b>OBRÁZEK 16</b> FIRING PANEL – ZOBRAZENÍ JEDNOTLIVÝCH VÝBOJŮ.....	44
<b>OBRÁZEK 17</b> FIRING PANEL – ZOBRAZENÍ OKAMŽITÉ FREKVENCE VÝBOJŮ (INSTANTANEOUS FIRING RATE) .....	44

<b>OBRÁZEK 18</b> CLOSE-UP PANEL .....	45
<b>OBRÁZEK 19</b> PŘEHLED IDENTIFIKOVANÝCH MOTORICKÝCH JEDNOTEK (SIGNÁL ZE SW BALÍKU EMGLAB) .....	58
<b>OBRÁZEK 20</b> IDENTIFIKOVANÉ MJ V SIGNÁLU BEZ ADDITIVNÍHO ŠUMU (KLINICKÝ POVRCHOVÝ SIGNÁL) .....	62
<b>OBRÁZEK 21</b> IDENTIFIKOVANÉ MJ V SIGNÁLU S ADDITIVNÍM ŠUMEM (KLINICKÝ POVRCHOVÝ SIGNÁL) .....	62
<b>OBRÁZEK 22</b> ÚSEK DEKOMPOZOVANÉHO SIGNÁLU (KLINICKÝ POVRCHOVÝ SIGNÁL).....	63
<b>OBRÁZEK 23</b> ÚSEK DEKOMPOZOVANÉHO SIGNÁLU (SIGNÁL ZE SW BALÍKU EMGLAB) .....	63

## **10. SEZNAM GRAFŮ**

<b>GRAF 1</b> ROZPTYLOVÝ GRAF POČTU DETEKOVANÝCH HROTŮ PŘI RŮZNÝCH ÚROVNÍCH ŠUMU A PŘI NASTAVENÍ ŠÍŘE DETEKČNÍHO OKNA 5 MS (SYNTETICKÝ SIGNÁL).....	54
<b>GRAF 2</b> ROZPTYLOVÝ GRAF POČTU DETEKOVANÝCH HROTŮ PŘI RŮZNÝCH ÚROVNÍCH ŠUMU A PŘI NASTAVENÍ ŠÍŘE DETEKČNÍHO OKNA 10 MS .....	54
<b>GRAF 3</b> ROZPTYLOVÝ GRAF POČTU DETEKOVANÝCH HROTŮ PŘI RŮZNÝCH ÚROVNÍCH ŠUMU A PŘI NASTAVENÍ ŠÍŘE DETEKČNÍHO OKNA 15 MS (SYNTETICKÝ SIGNÁL).....	55
<b>GRAF 4</b> SOUHRN VŠECH DETEKOVANÝCH HROTŮ PŘI RŮZNÝCH NASTAVENÍCH DETEKČNÍHO OKNA (SYNTETICKÝ SIGNÁL) .....	56
<b>GRAF 5</b> POČET DETEKOVANÝCH HROTŮ (SIGNÁL E SW BALÍKU EMGLAB) .....	59
<b>GRAF 6</b> POČET DETEKOVANÝCH HROTŮ U JEDNOTLIVÝCH MJ (KLINICKÝ POVRCHOVÝ SIGNÁL) .....	64

## **11. SEZNAM PŘÍLOH**

<b>PŘÍLOHA 1</b> SKRIPT PRO PŘIDÁNÍ ŠUMOVÉ KOMPONENTY K REÁLNĚMU SIGNÁLU .....	I
<b>PŘÍLOHA 2</b> SKRIPT PRO VYTVOŘENÍ UMĚLÉHO SIGNÁLU .....	II

## 12. PŘÍLOHY

### Příloha 1 Skript pro přidání šumové komponenty k reálnému signálu

```
clear all
[fn pn] = uigetfile();
path = [pn fn];
load(path);

addnoise = 1; % pokud 0 neprida se sum, pokud 1 prida se sum

fs = str2num(char(inputdlg('Zadej vzorkovaci frekvenci'))); % vzorkovaci
frekvence - defaultne 20000
time = 0:1/fs:length(data)/fs;
if addnoise == 1
    urovensumu = str2num(char(inputdlg('Zadej hladinu sumu (0-1)'))); % v
procentech klidoveho signalu
    urovensumu = urovensumu;
    a = min(data(1:1*fs,1)) * urovensumu;
    b = max(data(1:1*fs,1)) * urovensumu;
    r = a + (b-a).*rand(length(data),1);
    data_orig = data;
    for d = 1:size(data,2)
        data(:,d) = data(:,d) + r;
    end

    figure('Name','data_orig'); plot(time(1:length(data_orig)),data_orig);
    xlim([0 1]); % nastavi osu X na 0 az 1 sec
    ylim ([0 100]);
end
    figure('Name','data'); plot(time(1:length(data)),data);
    xlim([0 1]); % nastavi osu X na 0 az 1 sec
    ylim ([0 100]);

global EMGSIGNAL;
EMGSIGNAL = data;

clear a addnoise b data_orig fn fs path pn r time urovensumu
```

## Příloha 2 Skript pro vytvoření umělého signálu

```
clear all;
delka = 60;
fs = 20000;

a = -1; %hladina sumu spodni
b = 1;  %hladina sumu horni
r = a + (b-a).*rand(delka*fs,1); % vygenerovani sumu
plot(r); %vykresleni
ylim([-200 200]);

d_vzd = 250; % nastaveni nejkratsi vzdalenosti mezi MUAP; 250 = 12.5ms
h_vzd = 20000; %nastaveni nejdelsi vzdalenosti mezi MUAP; 20000 = 1s;
vzd = ceil(d_vzd + (h_vzd-d_vzd).* rand(500,1)); %vygeneruje nahodne
vzdalenosti mezi MUAP
vzd(:,2) = round(1 + (4-1).*rand(length(vzd),1)); %vygeneruje nahodne
poradi typu vlnky

%1.vlnka
x = -2*pi:0.1:2*pi;
y = sin(x);
temp = y(50:110) - y(50);
temp = temp' .* 50;
figure('Name','vlnka 1');
plot(temp);
xlim([0 100])
ylim([0 150])

%2.vlnka
x2 = -2*pi:0.3:2*pi;
y2 = sin(x2);
temp2 = y2(17:37) - y2(17);
temp2 = temp2' .* 50;
figure('Name','vlnka 2');
plot(temp2);
xlim([0 100])
ylim([0 150])

%3.vlnka - stejny tvar jako vlnka 1, ale nizsi amplituda
k = 0.7; % koeficientem k se meni amplituda rozsah 0 - 1
temp3 = temp * k;
figure('Name','vlnka 3');
plot(temp3);
xlim([0 100])
ylim([0 150])

%4. vlnka - stejny tvar jako vlnka 2, ale nizsi amplituda
k2 = 0.6; % koeficientem k2 se meni amplituda rozsah 0 - 1
temp4 = temp2 * k2;
figure('Name','vlnka 4');
plot(temp4);
xlim([0 100])
```

```
ylim([0 150])

signal = r;
start = fs;

% pricti vlnky k sumu
for i=1:length(vzd)
    if (start+length(temp)-1 < length(signal))
        switch vzd(i,2)
            case 1
                signal(start:start+length(temp)-
1,1)=signal(start:start+length(temp)-1,1)+temp(:,1);
            case 2
                signal(start:start+length(temp2)-
1,1)=signal(start:start+length(temp2)-1,1)+temp2(:,1);
            case 3
                signal(start:start+length(temp3)-
1,1)=signal(start:start+length(temp3)-1,1)+temp3(:,1);
            case 4
                signal(start:start+length(temp4)-
1,1)=signal(start:start+length(temp4)-1,1)+temp4(:,1);
        end
        start = start + vzd(i,1);
    end

end

%prepocitej vzorky na vteriny
interspike = vzd(:,1) ./20000;

%vypocitej pozice MUAP
pozice = 1;
for i = 1:length(interspike)
    pozice(i+1) = pozice(i) + interspike(i);
end

%prirad do druheho sloupce promenne pozice typ vlnky
pozice = pozice';
pozice(:,2) = zeros(length(pozice),1);
pozice(1:length(vzd),2)= vzd(:,2);

%vykresli vysledny signal
figure
plot(signal)

data = signal; % prirad do promenne data -> vstupuje do EMGLab

global EMGSIGNAL
EMGSIGNAL = data;

%vycisti workspace od nepouzivanych promennych
clear a b delka fs i k k2 r signal start temp temp2 temp3 temp4 vzd x x2 y
y2 h_vzd d
```