

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU UNIVERSITY KARLOVY V PRAZE

# Problém identifikace kontrakční strategie svalu

---

Fázový posun jako identifikátor šíření akčního  
potenciálu svalu

Autoreferát disertační práce

**David Pánek**

Školitel: Prof. Ing. Stanislav Otáhal, CSc.

Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK

José Martího 31, Praha 6

PRAHA 2009

## Souhrn

**Název:** Problém identifikace kontrakční strategie svalu: fázová charakteristika jako identifikátor šíření akčního potenciálu svalu

**Problematika:** Tato práce řeší možnost výpočtu rychlosti vedení akčního potenciálu (MFCV) pomocí vyhodnocení fázového zpoždění mezi dvěma nativními EMG signály, které byly registrovány prostřednictvím 2 párů bipolárních povrchových elektrod.

**Cíl:** Vytvořit metodiku pro vyhodnocení časového zpoždění mezi dvěma signály prostřednictvím tzv. fázové charakteristiky. Následně aplikovat tento postup k výpočtu rychlosti vedení akčního potenciálu svalu (MFCV) z nativních elektromyografických signálů registrovaných pomocí dvou párů bipolárních elektrod povrchového EMG přístroje.

**Metody:** Za účelem výpočtu fázového zpoždění mezi dvěma signály byl sestaven speciálně upravený program. S jeho pomocí sledujeme citlivost metody fázové charakteristiky v závislosti na parametru počtu bodů rychlé Fourierovy transformace (NPFFT), velikosti časového zpoždění mezi dvěma signály a délce celkového vyšetřovaného úseku signálu. Přesnost odhadu výpočtu, při změně jednotlivých parametrů, ověřujeme na simulovaných zpožděních generovaných sinusových a elektromyografických signálů. Následně vyhodnocujeme, ve sledované skupině 5 probandů, časové zpoždění a rychlost vedení akčního potenciálu z nativních EMG záznamů získaných při izometrické kontrakci m.biceps brachii. Vyhodnocujeme vliv změny parametru počtu bodů FFT a délky celkového vyšetřovaného záznamu na charakter rovné regresní linie fázové charakteristiky a na výslednou hodnotu MFCV. Údaje jsou zaneseny do tabulek a vypočtená fázová charakteristika je graficky zobrazena.

**Výsledky:** 1. Shodně s literárními údaji je optimální délka sledovaného úseku 5-10s  
2. Nastavení parametru NPFFT je klíčové pro registraci fázového zpoždění – optimální hodnota je NPFFT 512 a 1024, kdy vyšší hodnota 1024 umožňuje citlivější frekvenční rozlišení  
3. Sklon a charakter regresní linie je citlivým ukazatelem společných frekvenčních složek signálu s určitým časovým zpožděním. Pokud je špatně vykreslená či není přítomna nelze fázové resp. časové zpoždění mezi signály hodnotit.  
4. Vyhodnocení fázového zpoždění generovaných signálů s definovaným zpožděním vykazuje nepřesnost řádově v setinách milisekundy. Hodnoty určené ze signálu získaného pomocí dvou párů bipolárních elektrod z nativních EMG signálů vykazují intraindividuální variabilitu, avšak pohybují se v rozmezí udávaných v literatuře.

**Závěr:** Potvrzuje se možnost vyhodnocení časového zpoždění a rychlosti vedení MFCV pomocí metody fázového posunu z EMG signálů registrovaných prostřednictvím dvou párů bipolárních povrchových elektrod. Citlivost výpočtu ověřovaná na generovaných signálech s definovaným časovým zpožděním se pohybuje řádově v desetínách milisekundy.

**Klíčová slova:** povrchová elektromyografie, fázový posun, rychlá Fourierova transformace, rychlost vedení akčního potenciálu na svalovém vláknu (MFCV)

## Summary

**Title:** Problem of the identification of the muscular contraction strategy. Phase characteristics as transmission identifier of muscular action potential.

**Problematics:** In this discourse we are examining the possibilities of how to calculate the conduction velocity of the action potential (MFCV) at the hand of evaluating the phase shift between two native EMG signals, which have been detected through two pairs of bipolar surface electrodes.

**Goal:** To create a methodology for the evaluation of the time lag between two signals by means of the so-called phase characteristics. Subsequently to apply this procedure to the estimation of the muscle fibre conduction velocity (MFCV), whereas the calculation is based on native electromyographic signals which have been recorded by two pairs of bipolar surface EMG electrodes.

**Methods:** A special program has been set up which should help us identify the phase shift between two signals. With this program we can monitor the sensitivity of the phase characteristics which is influenced by three main factors: the number of points the fast Fourier transformation (NPFFT), the size of the time lag and the length of the complete signal segment in question. May any of the single parameters change, we check the accuracy of our evaluation on the basis of simulated delays of generated sine and electromyographic signals. Finally, we evaluate the native EMG records captured during the isometric contraction of m.biceps brachii. Within our group of 5 volunteers we evaluate the time lag and the conduction velocity of the action potential. We are trying to find out how the change the number of points the FFT and

the size of the examined record determines the character of the straight regression line of the phase characteristics and the final value of MFCV. The data are set out in sheets and the calculations of the phase characteristics are visualized in graphs.

**Results:** 1. Confirmation of the officially published data: the optimal duration of the examined sequence is 5-10 s. 2. The right adjustment of the NPFFT parameter is crucial for the right record of the phase lag. The optimal value is NPFFT 512 and 1024. The maximum value 1024 makes a more sensitive frequency distinction possible. Due to this fact we can record the common frequencies of both signals more exactly. 3. The slope and character of the regression line is a sensitive indicator for the common frequency components of a signal with a fixed time lag. If the line is not projected correctly or is not present at all, we cannot evaluate the phase or time lag between the signals. 4. The evaluation of the phase shift of the generated signals with fixed time lag shows inaccuracy in hundredths of a millisecond. Values calculated from the signal which have been recorded through two pairs of bipolar electrodes from native EMG signals show intraindividual variability, however, they do not exceed the officially published data.

**Conclusion:** The phase difference method through the medium of two pairs of bipolar surface electrodes makes evaluation of the time lag and the muscle fibre conduction velocity (MFCV) possible. The sensitivity of the calculation that is verified on the basis of generated signals with a fixed time lag varies by tenths of a millisecond.

**Key words:** surface electromyography, phase shift, fast Fourier transformation, muscle fibre conduction velocity (MFCV)

## 1. Úvod

Tato práce je zaměřena na problematiku hodnocení kontrakční strategie svalu pomocí povrchové elektromyografie a následného počítačového zpracování získané frekvenční charakteristiky svalu. Z řady sledovaných parametrů, které jsou uváděny v literatuře, byl vybrán parametr rychlosti šíření akčního potenciálu na svalovém vlákně. Tento parametr patří v současnosti, a především v experimentálních podmínkách, mezi již běžně sledovaný ukazatel kontrakční strategie svalu. Nejrozšířenějším matematickým postupem vyhodnocení časového zpoždění mezi dvěma signály je aplikace metody vzájemné korelační funkce. Při použití běžných povrchových EMG přístrojů je však tento postup problematický, proto jsem se pokusil využít metodiku vyhodnocení fázového posunu, která byla opakovaně ověřena při hodnocení elektroencefalografických signálů, a vytvořit metodiku pro její uplatnění v povrchové elektromyografii.

Studium svalové kontrakce pomocí povrchové elektromyografie má dlouhou historii. Byla realizována celá řada studií, která hodnotila vztah elektrické aktivity svalu ve vztahu k výstupní svalové síle nebo metabolismu svalu a můžeme říct, že toto tzv. tradiční či konvenční povrchové EMG dospělo v tomto směru ke svému vrcholu. Důležitým závěrem této epochy EMG studia byl závěr, že nemůžeme prostřednictvím povrchové EMG v žádném případě užitečně diferencovat jednotlivé akční potenciály svalových buněk. A právě tento moment byl stimulem k dalšímu elektromyografickému studiu, který se začal objevovat koncem 80-tých let a pokračuje doposud. Byla vytvořena a opakovaně prostřednictvím jehlové EMG potvrzena metodika, která využívá multikanálového snímání povrchovými elektrodami. Prostřednictvím tohoto přístupu a využitím nejrůznějších matematických postupů se podařilo zachytit a diferencovat jednotlivé akční potenciály svalových buněk. Tyto studie z terénu experimentálního přešly již částečně do klinické praxe a do roku 2006 bylo publikováno v impaktovaných časopisech 29 klinických studií,

keré byly zaměřeny na problematiku svalové únavy, onemocnění předních rohů míšních, neuropatie, myopatie (především u pacientů s kanálopatiemi) (1). Společně s tímto trendem však vyvstal další problém, který se týká rozšíření klinického využití již získaných znalostí v tomto oboru. Většina rutinních povrchových EMG přístrojů není přizpůsobena pro multielektrodové snímání EMG aktivity a tudíž jsou multielektrodové EMG techniky nadále omezeny především na výzkumná pracoviště. Cílem této práce je pokusit se vytvořit metodiku, která by umožnila, i přes určitá omezení a výhrady, zachytit a vyhodnotit šíření akčního potenciálu na svalu pomocí dvou bipolárních elektrod, které jsou běžné u rutinních povrchových elektromyografů.

## 2. Cíl a hypotézy práce

### 2.1 Cíl práce

Tato disertační práce je prací metodologickou, která má za cíl popsat efektivnost, metodologický postup a možnosti využití vyhodnocení rychlosti vedení akčního potenciálu na svalovém vláknu pomocí metody fázového posunu. Zabývá se problematikou vyhodnocení časového zpoždění mezi dvěma elektromyografickými signály, které jsou registrovány prostřednictvím dvou párů bipolárních elektrod rutinních povrchových elektromyografů. Řešení základního cíle je však spojeno s řadou dílčích úkolů, které se zabývají otázkou zachování ustáleného stavu (ve smyslu výstupní svalové síly a EMG signálu) svalové kontrakce a to jak z pohledu biomechanického, tak neurofyziologického, problematikou povrchové elektromyografie a nástupu svalové únavy. Práce si klade za cíl ověřit metodologický postup nejprve na modelové situaci a následně v experimentálních podmínkách. Je důvodné očekávat, že tato práce bude mít praktický výstup pro řešení řady experimentálních i klinických studií.

## 2.2 Hypotézy práce

Z literárních zdrojů předpokládám, že lze, při použití povrchové registrace elektromyografického signálu, určit rychlost vedení akčního potenciálu na svalovém vláknu. S ohledem na tuto skutečnost stanovuji dvě hypotézy:

### Hypotéza č.1

Výpočet rychlosti vedení akčního potenciálu na svalovém vláknu probíhá z nativního záznamu získaného z povrchových elektrod EMG přístroje. Tento nativní signál je složen z různých, časově posunutých složek a složitých interferenčních pochodů probíhajících v prostorovém vodiči. Můžeme předpokládat, že získané frekvenční spektrum naměřeného nativního záznamu, umožňuje diferencovat jednotlivé akční potenciály svalových buněk, jejichž vzájemné časové zpoždění jsme schopni pomocí metody fázového posunu vyhodnotit.

### Hypotéza č.2

Vyhodnocení časového zpoždění mezi dvěma biologickými signály je v současnosti záležitostí především experimentální. Registrace signálu probíhá za použití speciálně upravených elektrod, umožňujících bipolární i unipolární snímání. Předpokládám, že je možné vyhodnotit rychlost šíření akčního potenciálu na svalovém vláknu za použití běžných, povrchových bipolárních elektrod rutinních elektromyografických přístrojů

Očekávám, že řešením výše uvedených hypotéz zjistím, zda-li je možné rozšířit možnosti vyhodnocení signálu z běžných povrchových elektromyografických přístrojů k hlubšímu studiu frekvenční charakteristiky elektrické aktivity svalů v různých režimech svalové činnosti.



### 3. Metodika práce

Jde o metodologickou práci, která je rozdělena do dvou částí. První je věnována literárnímu zpracování dat, druhá je experimentální.

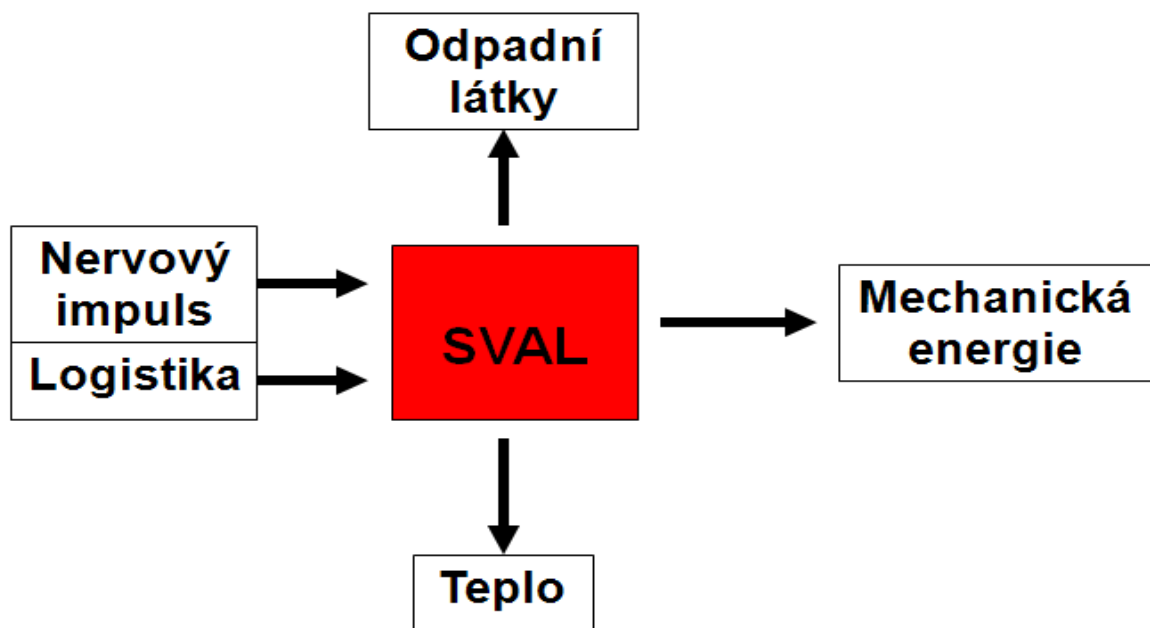
Rešeršní část práce je zpracována z tištěných i elektronických verzí odborných periodik, referátů z konferencí, učebnic a monografií, multimedií i ústních forem sdělení na odborných konferencích a seminářích. Rešerše je zpracována formou přehledů na témata jednotlivých kapitol. Cílem rešeršní práce je získat přehled o současném stavu problematiky týkající se obecně svalové kontrakce, elektromyografických postupů a tématu rychlosti vedení akčního potenciálu ve svalu. Výsledky rešeršní práce se snažíme konfrontovat s cíly této práce a naznačit možné cesty řešení, které aplikujeme v části experimentální.

Experimentální část je založena na ověření přesnosti odhadu časového zpoždění mezi dvěma signály pomocí metody fázové charakteristiky v závislosti na parametru počtu bodů rychlé Fourierovy transformace, délky celkového vyšetřovaného úseku signálu a definovaném časovém zpoždění. K určení časového zpoždění mezi dvěma signály pomocí metody fázového posunu byl vytvořen Doc.Ing.Vladimírem Krajčou, CSs. speciálně upravený program. K ověření jeho přesnosti odhadu fázového zpoždění v EMG signálu byl proveden výpočet z modelové situace a následně byla celá metodika aplikována na nativním EMG signálu v režimu izometrické kontrakce. Cílem experimentální části je ověřit oprávněnost použití metody fázové charakteristiky k výpočtu MFCV z nativních EMG signálů, které jsou registrované prostřednictvím dvou páru bipolárních elektrod běžného povrchového EMG přístroje.

Součástí práce je informovaný souhlas probandů, u kterých bylo měřeno povrchové EMG, a současně souhlas etické komise FTVS UK s tímto vědeckým tématem. Předpokládám využitelnost výsledků práce v oblasti biomechaniky, neurofyzologie a pedagogiky.

#### 4. Kontrakční strategie svalu

Svalová kontrakce je definována jako vzrůst tahové síly svalového vlákna, která vzniká následkem transformace elektrické energie na energii mechanickou a tepelnou (obr.1). Síla vyvíjená aktivovaným svalem je základní projevem jeho biomechanického chování. Velikost kontrakce, a tím i velikost jeho výstupní síly, je funkcí časové a prostorové aktivace motorických jednotek. Svalová kontrakce představuje komplexní děj, který vychází z aktivity centrálního nervového systému a je vymezen biomechanickými vlastnostmi svalu. Další bezpodmínečně nutnou složkou svalové kontrakce je zajištění logistiky svalu, tedy nejen jeho metabolických požadavků, ale také odvodu odpadních látek a kontrakčního tepla, které v průběhu kontrakce sval produkuje.



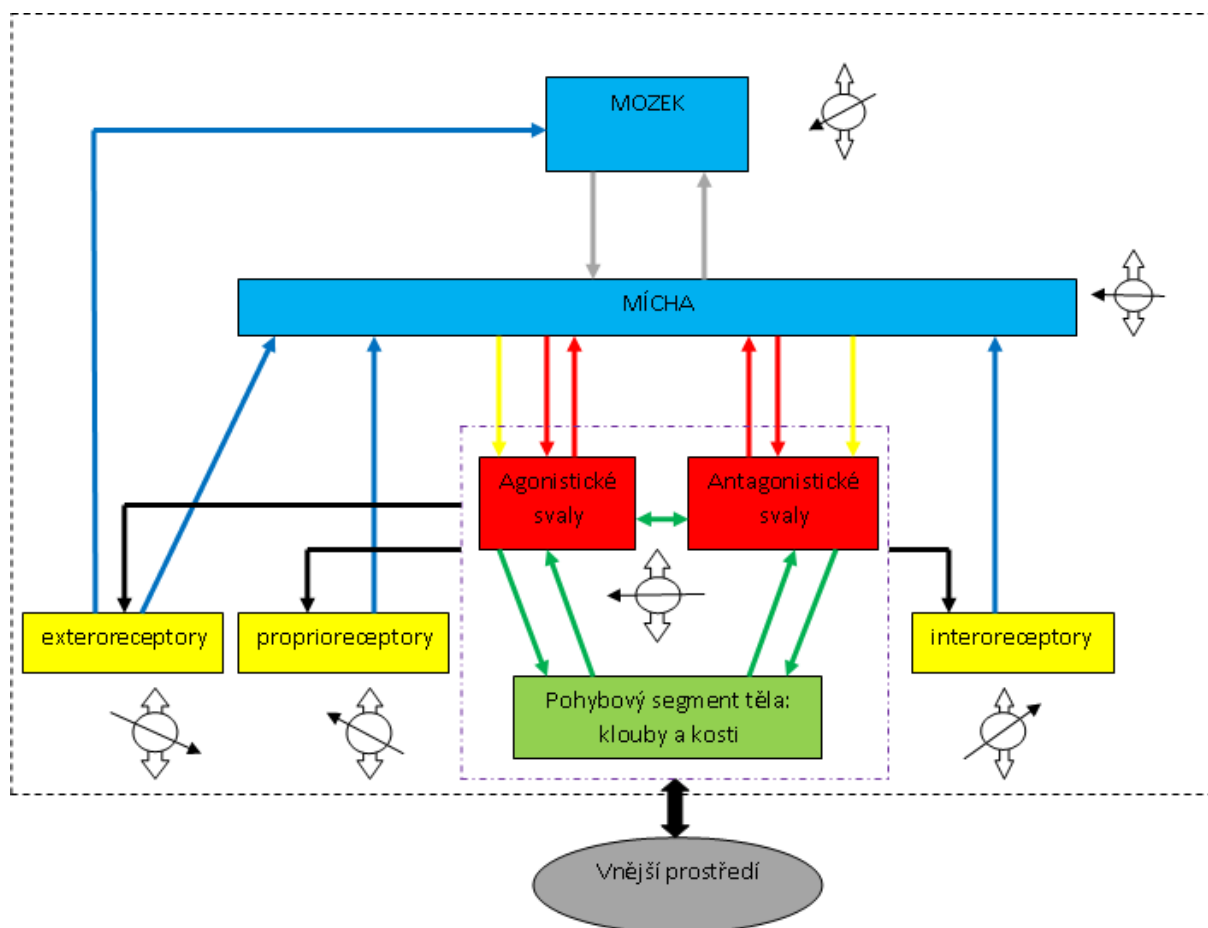
Obrázek 1 Biocybernetický model svalové kontrakce

Kontrakce svalu, představovaná populací řady „pohonů“ aglomerovaných do jednoho celku, probíhá pod kontrolou složitých zpětnovazebných mechanismů, které se trvale přizpůsobují změnám zevního a vnitřního prostředí. Každého pohybu se účastní

organismus jako celek a v každém okamžiku jde o novou, svým způsobem specifickou situaci. Ani běžné, cyklické pohyby (např. chůze) nemají ustálený způsob řízení. Při každém dalším kroku se musí organismus vyrovnávat s celou řadou nových podnětů. Svaly působí v určité souhře, agonisticko-antagonistické, která se na úrovni svalu projevuje souhrou jednotlivých svalových vláken. Ta je však pravděpodobně závislá na klíčové funkci daného svalu - jinak bude probíhat na svalech končetinových, jinak trupových svalech nebo očních. Tudiž bude, vzhledem k určené funkci, jedinečná. Otázkou zůstává, zda-li je tato funkce neměnná, protože jinak se bude projevovat aktivita svalu při čistě motorickém záměru vedoucího k určenému cíli, jinak bude-li se sval aktivovat v rámci např. komunikačního či emotivního projevu organismu.

Obrázek č.2 představuje nepochybné zjednodušení komplexnosti mechanických a neurofyziologických dějů motorického chování. Studujeme-li kontrakční strategii na úrovni jednoho svalu, je důležité věnovat pozornost základním dějům, které tuto kontrakci na živém organismu provázejí. Žádný sval nepracuje samostatně, pravidelně dochází k aktivaci agonistických a antagonistických svalů, jejichž anatomická specifikace je závislá na motorickém záměru. Úroveň centrálního řízení je zde pouze naznačena zpětnovazebným vztahem mezi mozkovými a míšními centry. V CNS probíhá vyhodnocení (ze všech receptorových zdrojů) aktuální polohy organismu, stavu vnitřního a vnějšího prostředí. Výsledkem je určitá základní strategie pohybu, včetně nastavení logistiky. Výstupní informace z mozku (představovaná na obrázku šedou šipkou) směřuje k míše, kde je dále zpětnovazebně korigována, až je přivedena k alfa a gama motoneuronům zúčastněných svalů. Gama systém představuje síť senzorů (svalových vřetének), která difúzně prostupuje celým svalem a má laděnou citlivost jednak centrálně, jednak periferně změnou délky svalu. Ta vznikne jak pasivně, při aktivaci okolních prvků pohybového systému, tak aktivně při kontrakci sledovaného svalu. Centrální aktivace gama systému je odpovědí na sensorickou a senzitivní aferentaci, která

kontroluje probíhající pohybový záměr „s původní ideou“. Současně s tímto dějem probíhá tzv. časoprostorová aktivace alfa motoneuronů, která je zodpovědná za vlastní mechanický efekt. Aktivace motorických jednotek, která se odráží v kontrakční strategii svalu, v sobě sdružuje „původní ideu či pohybový záměr“, veškeré mechanické děje v daném pohybovém segmentu, logistiku a aktuální aferentní receptorovou informaci. Studium kontrakční strategie svalu v režimu izometrické kontrakce dovoluje, do určité míry, omezit vliv logistiky a mechanických dějů pohybového segmentu na „pálení“ motoneuronů, a tím částečně zjednodušit interpretaci mechanické odpovědi svalu.



Schématické grafické znázornění logistiky – černá šipka znázorňuje různé nastavení logistiky na jednotlivých úrovních ovlivňujících kontrakční strategii svalu.

**Obrázek 2** Zjednodušený biokybernetický model řízení svalové kontrakce se zapojením skupiny agonisticko-antagonistických svalů. Červené šipky – gama klíčka. Zelené čáry – mechanické vztahy mezi jednotlivými prvky pohybového systému. Modré šipky – extero-, intero- a proprioreceptivní aferentace. Žluté šipky – časoprostorová aktivace alfa-motoneuronů. Četné šipky – ovlivnění jednotlivých receptorů z pohybového systému (svaly, klouby a kosti).

Neméně problematické je stanovit kontrakční strategii na úrovni vlastního svalu. Každý sval obsahuje řádově desítky (oční svaly) až tisíce (končetinové svaly) motorických jednotek, které vzájemně kooperují. Za fyziologických podmínek nikdy nepracují všechny motorické jednotky současně, ale vzájemně se doplňují, aby výsledný mechanický efekt odpovídal centrálně řízenému záměru pohybu. Každá motorická jednotka, představovaná na úrovni svalu určitým počtem svalových vláken, je do určité míry samostatný „generátor“ výstupní mechanické odpovědi a tepla. Tento „generátor“ nemůže pracovat trvale, ale po určitém časovém intervalu dochází k jeho „přetížení“ (nástupu únavy – viz kapitola 5), a následnému nahrazení dalším „generátorem“ jiného typu. Tento princip se odráží v tzv. časoprostorové aktivaci motorických jednotek.

## 5. Povrchová elektromyografie – tradiční a multikanálový záznam

Povrchová elektromyografie (Surface Electromyography – sEMG) je v současnosti velmi rozšířenou neurofyziologickou metodou. Odráží elektrofyzilogickou aktivitu excitovaných svalových vláken, které představují zdroje elektrických potenciálů generující potenciálové pole. Toto pole se šíří prostorovým vodičem, kde je modifikováno, a následně je zachytilné na povrchu kůže (32; 33).

Tradiční povrchová elektromyografie používá monopolárních či bipolárních elektrod s větší interelektrodovou vzdáleností (34). Na tyto povrchové elektrody se však propaguje mnoho různých časově posunutých napětí a získaná křivka má pak složitý, a zcela nepravidelný průběh. Komplikované interferenční pochody předcházející vzniku EMG, které probíhají v prostorovém vodiči a různé odstupy zdrojů napětí od elektrody, nedovolují u klasické povrchové elektromyografie žádnou užitečnou diferenciaci jednotlivých akčních potenciálů ve vztahu k jednotlivým motorickým jednotkám (12; 32; 1).

Řešení problematiky identifikace jednotlivých akčních potenciálů svalových vláken neinvazivní cestou se začalo rozvíjet v průběhu 80-tých let, kdy se otevřela nová cesta studia pomocí povrchové elektromyografie (45; 46; 47; 48; 49; 50). Ukázalo se na možnost identifikace jednotlivých akčních potenciálů motorických jednotek při použití multi-elektrodového snímání, které respektuje šíření potenciálového pole na kůži, tedy při aplikaci elektrod v průběhu svalových vláken (32). Jedním z významných společných témat publikovaných studií je sledování tzv. rychlosti vedení akčního potenciálu na svalovém vlákně neboli MFCV (muscle fibre conduction velocity) v nejrůznějších režimech svalové činnosti (51; 33; 52; 53; 54; 55; 56; 57; 58; 59). V literatuře se v současnosti ve spojitosti s multikanálových sEMG setkáme spíše s termínem „high density- surface EMG“ (HD-sEMG), které je definováno jako neinvazivní technika určená k měření elektrické svalové aktivity za použití více než 2 povrchových elektrod na jednom svaly (1), ve většině případů však řádově desítek, které jsou umístěny 2-dimensionálně.

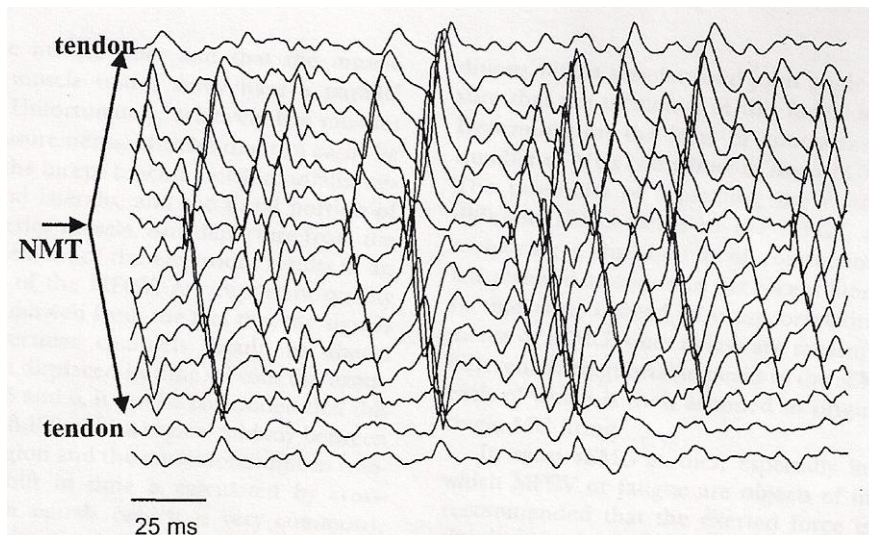
## 6. Rychlost vedení akčního potenciálu na svalovém vlákně

Rychlost vedení akčního potenciálu na svalovém vlákně neboli MFCV (muscle fibre conduction velocity) je parametr popisující rychlost šíření akčního potenciálu po membráně svalového vlákna. MFCV se pohybuje u zdravého jedince v průměru mezi 3-5 m.s<sup>-1</sup>. Jeho detekce probíhá prostřednictvím 2 nebo více elektromyografických signálů snímaných z elektrod umístěných v průběhu svalového vlákna mezi inervační zónou (IZ) a šlachou, které umožní výpočet rychlosti propagace akčního potenciálu z časového zpoždění mezi registrovanými signály (77; 78; 15; 79; 68; 80; 81). V průběhu depolarizačně-repolarizačních dějů provázených změnou membránového gradientu se generuje intracelulární akční potenciál, který se šíří po svalovém vlákně oběma směry od místa vzniku. Protože se akční potenciál propaguje, není pouze funkcí času, ale také místa, kde se v daném okamžiku nachází. Vztah mezi

intracelulárním akčním potenciálem (IAP) jako funkcí času  $t$  a funkcí místa  $z$  při konstantní rychlosti šíření  $U$ , můžeme popsat jednoduchou rovnicí

$$IAP(z)=IAP(U.t) \quad (1)$$

V případě, že registrujeme šíření akčního potenciálu pomocí multikanálového EMG (HD-sEMG), můžeme zachytit šíření AP v průběhu celého svalového vlákna od IZ po šlachový konec (obr. č.4). V tomto případě, kromě prosté hodnoty MFCV, můžeme získat také hlubší informace o distribuci elektrického potenciálu, který je generován svalového vlákny, a tím lépe pochopit hlavní rysy signálu a jeho vztah k funkci neuromuskulárního systému (84).



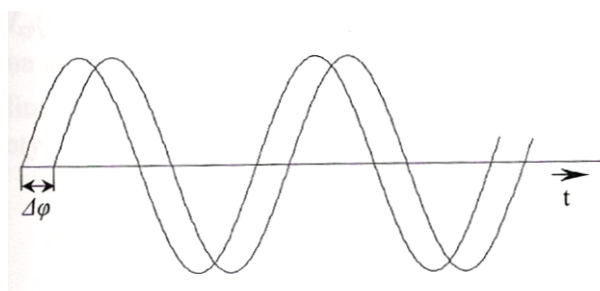
Obrázek 3 Příklad HD-sEMG v bipolárním zapojení za použití jednoduchého diferenciálního zesilovače z m.biceps brachii při 70%MVC. Oblast inervační zóny je charakterizována přítomností „zvratu fáze“ akčních potenciálu. Propagace různých motorických jednotek je patrna z jejich časového zpoždění mezi jednotlivými kanály. Změna amplitudy MUAP, respektive její vymizení, odpovídá muskulo-tendinóznímu přechodu (85)

Nejčastější metodou výpočtu časového zpoždění mezi 2 signály je použití tzv. vzájemné korelační funkce (cross correlation function) v nejrůznějších modifikacích (1; 94; 95). Přesto se v současnosti objevuje i řada další matematických metod jako je např. kontinuální vlnková transformace (96), fázová charakteristika (76) či fraktálová analýza (97).

## 7. Vlastní experiment

### 7.1 Metodika měření velmi malých časových rozdílů mezi dvěma signály pomocí fázové charakteristiky a výpočet rychlosti vedení akčního potenciálu

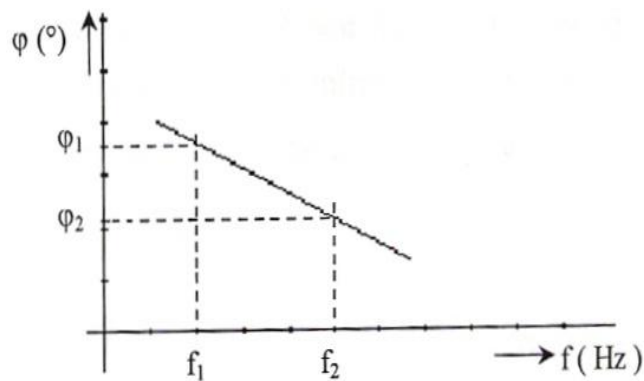
Základním principem této metody je nalezení společných frekvenčních složek, které se vyskytují v obou signálech, a následné zjištění jejich zpoždění pomocí tzv. fázové charakteristiky, kterou můžeme převést na časový údaj. Pokud nalezneme společné frekvenční složky a ověříme-li jejich „sílu“ lineární závislosti pomocí koherenční funkce, jsme schopni vyhodnotit časové zpoždění mezi dvěma kanály na dané frekvenci. Fázová charakteristika ( $\text{PHI}$  či  $\varphi$ ) vyjadřuje závislost posuvu (zpoždění fáze) dvou signálů na frekvenci. Udává se ve stupních, eventuálně v sekundách, neboť vyjadřuje poměrnou část sinusové složky signálu. Její význam je pouze tam, kde je koherence dostatečně vysoká, je blízká hodnotě 1 (příslušné frekvence, jejichž vzájemný posuv testujeme, musí obě existovat v obou kanálech) (127). Schématické znázornění výpočtu fázové charakteristiky je ukázáno na následujícím obrázku č.4.



Obrázek 4 Fázové zpoždění dvou sinusových signálů (Mohylová, 2004)

Při výpočtu fázové charakteristiky vycházíme z předpokladu, že mezi dvěma frekvencemi spektrální analýzy  $\Delta f$  můžeme určit sklon fázového spektra vyjádřeného ve stupních. Neboť z „jednoho bodu“ nelze určit, zda se jedná o předbíhání fáze nebo o zpoždění, je časové zpoždění (časový rozdíl) mezi dvěma kanály určeno ze sklonu fázové charakteristiky (obr.č.5). Tento sklon lze graficky zobrazit jako tzv. **regresní linii fázového spektra** (117; 127; 131).





Obrázek 5 Určování fázového zpoždění mezi dvěma signály prostřednictvím regresní linie fázového spektra –  $\phi_1$  a  $\phi_2$  je fázové zpoždění vyjádřené ve stupních odpovídající frekvenci  $f_1$  a  $f_2$  (Mohylová J, 2004)

Následné vyhodnocení rychlosti vedení (CV – conduction velocity) v okamžiku, kdy známe časové zpoždění a vzdálenost dvou registračních elektrod, vychází ze základního vztahu

$$CV = \frac{\Delta d}{t} \quad (2)$$

kde **CV** je rychlost šíření akčního potenciálu udávaná v metrech za sekundu,  $\Delta d$  je vzdálenost obou registračních elektrod v metrech a  $t$  je zpoždění naměřené mezi dvěma signály v sekundách

## 7.2 Parametry ovlivňující přesnost odhadu fázového zpoždění

Klíčovým okamžikem zpracování biosignálu za účelem vyhodnocení CV, je správné určení parametrů Fourierovy transformace a velikost intervalu vyšetřovaného úseku signálu neboli **TM** – time of measurement. Výsledná spektrální analýza se skládá ze zprůměrnění jednotlivých dílčích epoch (intervalů pozorování **T**) určených z celkového intervalu vyšetřovaného úseku signálu **TM** (time of measurement). Interval pozorování **T** je závislý na parametru počtu bodů Fourierovy transformace tzv. **NPFFT** (number of points Fast Fourier transformation). Pro přesnější výpočet spektra pomocí FFT jsou jednotlivé intervaly pozorování **T** překrývány, jedna z metod průměrování periodogramu je Welchova metoda (135), která zajišťuje požadavky na stacionaritu signálu (134; 136; 137; 131).

Vzájemné vztahy mezi  $\Delta t$ ,  $\Delta f$ ,  $T$ ,  $N_{PFFT}$  a  $F_{SAMP}$  jsou názorně zobrazeny na obrázku č.7 a posléze popsány rovnicemi.

**TM** (time of measurement) – určuje interval sledovaného diskrétního signálu, který bude hodnocen pomocí FFT a je udáván v sekundách.

$\Delta t$  (perioda vzorkování) je definována jako

$$\Delta t = \frac{1}{F_{SAMP}} \quad (3)$$

**T** (interval pozorování pro spektrální analýzu) je vyjádřen vztahem

$$T = N_{PFFT} \cdot \Delta t \quad (4)$$

$\Delta f$  (rozlišení dvou nejbližších frekvencí ve spektru) můžeme popsat rovnicemi

$$a) \Delta f = \frac{1}{T} \quad (5)$$

nahradíme-li ve vzorci **T** (interval pozorování), pak

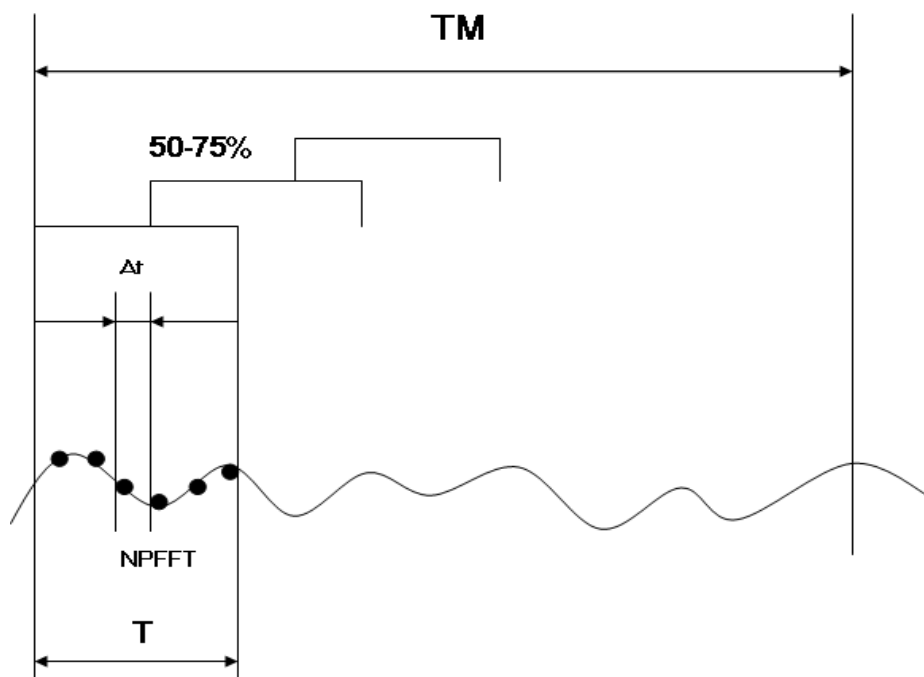
$$b) \Delta f = \frac{1}{N_{PFFT} \cdot \Delta t} \quad (6)$$

nahradíme-li ve vzorci  $\Delta t$  (perioda vzorkování), pak

$$c) \Delta f = \frac{1}{N_{PFFT} \cdot \frac{1}{F_{SAMP}}} \quad (7)$$

a konečnou úpravou vzorce získáme vztah

$$d) \Delta f = \frac{F_{SAMP}}{N_{PFFT}} \quad (8)$$



Obrázek 6 Vztah mezi intervalem vyšetřovaného úseku signálu  $TM$ , intervalem pozorování  $T$ , počtem bodů Fourierovy transformace  $N_{PFFT}$  a periodou vzorkování  $\Delta t$  v diskretním signálu

Pokud vezmeme v úvahu stálou vzorkovací frekvenci  $F_{SAMP}$ , např. 1500Hz (běžně používaná v rutinním povrchovém EMG), pak můžeme nalézt exponenciální nepřímou úměru závislou na NPFFT mezi intervalem pozorování  $T$  a nejbližší vzdáleností dvou spektrálních čar FFT tzv.  $\Delta f$ . V následující tabulce (tab.č.1) jsem pro ilustraci provedl výpočet jednotlivých parametru při  $F_{SAMP} = 1500\text{Hz}$ .

NPFFT	T (s)	$\Delta f$ (Hz)
128	0,08533	11,718
256	0,17067	5,8594
512	0,34133	2,9297
1024	0,68267	1,4648
2048	1,36533	0,7324
4096	2,73067	0,3662
8192	5,46133	0,1831
16384	10,92267	0,0916

Tabulka 1 Ilustrativní výpočet vztahu mezi NPFFT, T a  $\Delta f$  při  $F_{SAMP} 1500\text{Hz}$ .

### 7.3 Modelování zpoždění dvou sinusových signálů

V průběhu modelování jsme generovali časově přesně definované zpoždění pro pár identických sinusových vln o frekvenci 5Hz, 10Hz, 15Hz, 30Hz, 60Hz, 90Hz, 120Hz, 130Hz, 140Hz a 160Hz. Vzorkovací frekvence byla 1500Hz, celkový interval vyšetřovaného úseky TM byl 5000 vzorkovacích bodů, tedy 3,335s. Definované časové zpoždění vycházelo z hodnoty vzorkovací frekvence, kterému odpovídá perioda vzorkování  $\Delta t$  o hodnotě 0,667ms. Výpočet byl proveden pro časové zpoždění 0,667ms, 1,334ms, 2,001ms, 2,668ms a 3,335ms při NPFFT 512, 1024 a 2048. Rozmezí generovaného časového zpoždění bylo určeno od 0,667-3,335ms, neboť předpokládané časové zpoždění, při intersignální vzdálenosti 1cm, je 1,43-2,5ms pro MFCV 4-7m.s<sup>-1</sup>. K výpočtu časového zpoždění byly použity hodnoty fáze a frekvence odpovídající maximální nalezené koherenci mezi dvěma signály.

Tímto způsobem jsme sledovali přesnost metodiky v pásmovém rozmezí odpovídající „užitečnému“ frekvenčnímu pásmu elektromyografického signálu v závislosti na parametru počtu bodů rychlé Fourierovy transformace (NPFFT).

#### 7.4 Modelování zpoždění dvou identických EMG signálů

K ověření přesnosti odhadu časové zpoždění jsme použili jeden nativní EMG signál, ke kterému jsme vygenerovali identický signál v časovém zpoždění 0,667ms, 1,334ms, 2,001ms, 2,668ms a 3,335ms při NPFFT 512, 1024 a 2048. Vzorkovací frekvence byla též 1500Hz, celkový interval vyšetřovaného úseky TM byl 5000 vzorkovacích bodů, tedy 3,335s. Zprůměrovali jsme hodnoty časového zpoždění pro 8 po sobě jdoucích frekvencí (jejich interval je závislý na NPFFT), jejichž vzájemná koherence přesahovala hodnotu 0,9. Současně jsme sledovali charakter a přítomnost přímé regresní linie fázového spektra v závislosti na parametru počtu bodů rychlé Fourierovy transformace (NPFFT)

#### 7.5 Vyhodnocení časového zpoždění a rychlosti vedení v nativním EMG záznamu

Experimentu se zúčastnilo 5 probandů (4 muži a 1 žena) ve věku 22-26 let. EMG záznam byl registrován pomocí telemetrického EMG přístroje TeleMyo firmy Noraxon. Vzorkovací frekvence byla 1500Hz, pásmová propust 5-500Hz. Použili jsme pár běžných bipolární povrchových elektrod, interelektrodová vzdálenost páru elektrod byla 0,5cm a intersignální vzdálenost 1cm. Elektrody byly aplikovány na pravostranný m.biceps brachii mezi inervační zónu a šlachy. Elektromyografický záznam byl registrován při izometrické kontrakci o intenzitě 30%MVC při 90° flexi v loketním kloubu a pronačním držením ruky.

U každého probanda byly získány 2 nativní EMG signály, které jsme následně intraindividuálně počítačově zpracovali. Bylo hodnoceno časové zpoždění mezi

dvěma signály a následně určena rychlost vedení akčního potenciálu na svalovém vláknu (MFCV) v závislosti na parametru počtu bodů rychlé Fourierovy transformace (NPFFT) a celkovém intervalu vyšetřovaného úseku (TM). Hodnoty NPFFT byly shodně s předchozími modelacemi zvoleny 512, 1024 a 2048, celková délka vyšetřovaného úseku EMG signálu byla 3s, 5s, 8s, 10s a 12s.

## 8. Výsledky

### 8.1 Časové zpoždění dvou identických sinusových signálů

Pro jednotlivá zpoždění sinusových signálů o definovaných frekvencích sinusových signálů jsme v závislosti na parametru NPFFT, při 512, 1024 a 2048 bodech, určili časová zpoždění. Základní statistické údaje zahrnující prostý aritmetický průměr a směrodatnou odchylku pro jednotlivé hodnoty NPFFT ve vztahu ke generovanému časovému zpoždění zobrazuje tabulka č.2.

Zpoždění	Počet měření	NPFFT 512		NPFFT 1024		NPFFT 2048	
		Průměr (ms)	Směrod. odchylka	Průměr (ms)	Směrod. Odchylka	Průměr (ms)	Směrod. Odchylka
0,667ms	10	0,6736	0,028656	0,6741	0,030989	0,6611	0,00768
1,334ms	10	1,3631	0,095418	1,3483	0,062576	1,3222	0,015361
2,001ms	10	2,0358	0,104744	2,0223	0,093597	1,9833	0,023075
2,668ms	10	2,7312	0,176177	2,6967	0,124404	2,6447	0,030273
3,335ms	10	3,3287	0,356825	3,3162	0,215471	3,2642	0,130273

Tabulka 2 Základní statistické údaje pro jednotlivé hodnoty NPFFT ve vztahu ke generovanému časovému zpoždění

Vzájemnou korelaci mezi jednotlivými měřeními v závislosti na parametru NPFFT jsme určili pomocí Pearsonova párového korelačního koeficientu (příloha č. 7). Byla zjištěna signifikantní korelace mezi naměřenými hodnotami při parametru NPFFT 512 a 1024 v generovaném časovém zpoždění 1,334ms ( $p < 0,01$ ), 2,001ms ( $p < 0,01$ ) a 2,668 ( $p < 0,05$ ).

Námi určené hodnoty časového zpoždění vykazovaly ve srovnání s generovaným zpožděním diferenci řádově v jednotkách milisekund. Nejpřesnější hodnoty byly zaznamenány při vyhodnocení časového zpoždění s parametrem počtu bodů FFT 2048, největší směrodatnou odchylku jsme zaznamenali při parametru NPFFT 512. Nezávisle na parametru NPFFT jsme zaznamenali zvětšující se hodnotu směrodatné odchylky směrem k delšímu generovanému časovému zpoždění, v případě vyhodnocení nativního EMG signálu při intersignální vzdálenosti 1cm, však tento trend neohrožuje citlivost metodiky (pro MFCV je časové zpoždění v intervalu 1,43-2,5ms). Byl zaznamenán horší odhad časového zpoždění při nižších frekvencích generovaných sinusových signálů, a to v rozmezí 5-30Hz, a naopak citlivost výpočtu byla zlepšena ve frekvenčním rozmezí 60-140Hz, které fakticky odpovídá „užitečnému“ frekvenčnímu spektru EMG signálů.

## 8.2 Časové zpoždění dvou identických EMG signálů

Vypočtené hodnoty pro jednotlivá časová zpoždění při třech hodnotách parametru NPFFT - 512, 1024 a 2048 bodů, jsou uvedeny v příloze č.8. Souhrnná tabulka č. 3 vyjadřuje základní statistické údaje zahrnující aritmetický průměr a směrodatnou odchylku. Ve všech sledovaných případech je chyba měření řádově v setinách milisekundy.

Zpoždění	NP 512		NP 1024		NP 2048	
	Průměr	SMODCH	Průměr	SMODCH	Průměr	SMODCH
0,667ms	0,671875	0,0072	0,6645	0,037796	0,6455	0,035781
1,334ms	1,326375	0,034293	1,342375	0,036095	1,326625	0,031264
2,001ms	1,996625	0,010405	1,99875	0,026092	1,98175	0,066652
2,668ms	2,6695	0,014182	2,659875	0,048203	2,704125	0,064888
3,335ms	3,329625	0,016062	3,366875	0,075495	3,3525	0,054135

Tabulka 3 Souhrnná tabulka základních statistických údajů získaných výpočtem fázového zpoždění dvou identických EMG signálů při definovaném časovém zpoždění. Průměr představuje prostý aritmetický průměr. SMODCH je směrodatná odchylka.

### 8.3 Časové zpoždění a rychlosti vedení v nativním EMG záznamu

Časové zpoždění a rychlost vedení akčního potenciálu na svalovém vláknu jsme hodnotili pro každého probanda samostatně. Použili jsme pro každou změnu parametru NPFFT identický úsek EMG záznamu a hodnoty jsme vzájemně porovnali. U každého probanda současně uvádíme grafické zobrazení určené fázové charakteristiky. Časové zpoždění, a následně rychlost vedení, jsme hodnotili pouze v případě, že byla zachycena přímá regresivní linie v trvání minimálně 8 frekvenčních bodů (při  $F_{SAMP}$  1500Hz je  $\Delta f=0,667ms$ , 8 bodů představuje interval  $8 \times \Delta f$ , tedy interval o délce 5,34Hz) a pro maximální zachycenou hodnotu koherence obou signálů. Rychlost vedení akčního potenciálu MFCV jsme určili pro všechny naměřené hodnoty časového zpoždění. Ke statistickému hodnocení získaných dat jsme přistupovali intraindividuálně. Přesnost odhadu časového zpoždění byla v závislosti na parametru NPFFT a TM hodnocena pomocí intervalu spolehlivosti. Dolní mez intervalu spolehlivosti  $L_D$  byla stanovena jako 25% kvantil, horní  $L_H$  jako 75% kvantil. Nachází-li se určená hodnota v intervalu spolehlivosti, je hodnocení správné (138).

Pro všechny hodnoty časového zpoždění, u každého probanda, jsme vypočetli rychlosti vedení akčního potenciálu. Modře označené hodnoty se vyskytovaly v intervalu spolehlivosti (tabulky č.4-8).

Proband č.1	NPFFT 512		NPFFT 1024		NPFFT 2048	
	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)
TM 3s	1,507	6,64	1,389	7,2		
TM 5s	1,501	6,66	1,408	7,1		
TM 8s	1,336	7,48	1,369	7,3	1,301	7,69
TM 10s	1,224	8,17	1,277	7,83	1,186	8,43
TM 12s	1,373	7,28	1,881	5,32	1,067	9,372

Tabulka 4 Proband č.1 - hodnoty vypočteného časového zpoždění a rychlosti vedení akčního potenciálu v závislosti na parametru NPFFT a TM. Modře označené kolonky obsahují hodnoty v mezích intervalu spolehlivosti. Průměrná hodnota MFCV je  $7,421m \cdot s^{-1}$  se směrodatnou odchylkou 0,5.

Proband č.2	NPFFT 512		NPFFT 1024		NPFFT 2048	
	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)
TM 3s	1,135	8,81	1,391	7,19		
TM 5s	1,919	5,21	1,879	5,32	1,496	6,68
TM 8s	1,69	5,92	1,775	5,63	1,643	6,09
TM 10s	1,891	5,29	1,82	5,5	1,959	5,11
TM 12s	1,935	5,17	2,039	4,9	1,959	5,11

Tabulka 5 Proband č.2 - hodnoty vypočteného časového zpoždění a rychlosti vedení akčního potenciálu v závislosti na parametru NPFFT a TM. Modře označené kolonky obsahují hodnoty v mezích intervalu spolehlivosti. Průměrná hodnota MFCV je  $5,43\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  se směrodatnou odchylkou 0,33.

Proband č.3	NPFFT 512		NPFFT 1024		NPFFT 2048	
	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)
TM 3s	0,55	18,1	1,752	5,71		
TM 5s	1,47	6,8	1,428	7	1,355	7,38
TM 8s	1,561	6,41	1,568	6,3	1,552	6,44
TM 10s	1,537	6,51	1,558	6,42	1,485	6,73
TM 12s	1,472	6,79	1,564	6,39	1,576	6,35

Tabulka 6 Proband č.3 - hodnoty vypočteného časového zpoždění a rychlosti vedení akčního potenciálu v závislosti na parametru NPFFT a TM. Modře označené kolonky obsahují hodnoty v mezích intervalu spolehlivosti. Průměrná hodnota MFCV je  $6,51\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  se směrodatnou odchylkou 0,178.

Proband č.4	NPFFT 512		NPFFT 1024		NPFFT 2048	
	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)
TM 3s	2,48	4,03	1,693	5,91	2,393	4,18
TM 5s	2,292	4,36	2,126	4,7	1,721	5,81
TM 8s	2,029	4,93	2,068	4,84	2,474	4,04
TM 10s	2,137	4,68	1,961	5,1	2,273	4,4
TM 12s	2,244	4,46	2,549	3,92	2,461	4,06

Tabulka 7 Proband č.4 - hodnoty vypočteného časového zpoždění a rychlosti vedení akčního potenciálu v závislosti na parametru NPFFT a TM. Modře označené kolonky obsahují hodnoty v mezích intervalu spolehlivosti. Průměrná hodnota MFCV je  $4,61\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  se směrodatnou odchylkou 0,31.

Proband č.5	NPFFT 512		NPFFT 1024		NPFFT 2048	
	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)	zpoždění (ms)	MFCV (m/s)
TM 3s	2,082	4,8	2,135	4,68		
TM 5s	1,827	5,47	1,987	5,03	2,216	4,51
TM 8s	2,086	4,79	1,99	5,03	2,261	4,42
TM 10s	2,126	4,7	1,984	5,04	2,207	4,53
TM 12s	2,004	4,99	2,096	4,77	2,274	4,4

Tabulka 8 Proband č.5 - hodnoty vypočteného časového zpoždění a rychlosti vedení akčního potenciálu v závislosti na parametru NPFFT a TM. Modře označené kolonky obsahují hodnoty v mezích intervalu spolehlivosti. Průměrná hodnota MFCV je  $4,77\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  se směrodatnou odchylkou 0,208.



Souhrnný přehled závislosti přesnosti odhadu fázového zpoždění a následně rychlosti vedení akčního potenciálu na NPFFT a celkovém vyšetřovaném úseku TM ukazuje tabulka č. 9.

	NPFFT 512					NPFFT 1024					NPFFT 2048				
	Proband č.					Proband č.					Proband č.				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
TM3s					X	X				X				X	
TM5s	X	X	X	X		X	X		X	X					X
TM8s	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X		X
TM10s	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
TM12s	X	X	X	X	X			X		X		X	X	X	

Tabulka 9 Schematické zachycení rozložení vypočtených hodnot časového zpoždění a MFCV v závislosti na parametru NPFFT a TM. Kolonka označená křížkem obsahuje hodnoty v mezích intervalu spolehlivosti

Výsledky, uvedené v této tabulce, můžeme interpretovat z několika pohledů. Nejpřesnější výsledky (hodnoceno počtem odhadnutých časových zpoždění, které se vyskytují v mezích intervalu spolehlivosti) dostáváme při NPFFT 512 v intervalu vyšetřovaného úseku TM 5-12s. Nejmenší spolehlivost nalzááme pro všechny varianty NPFFT při časovém úseku TM 3s. Při NPFFT 1024 je optimálně zvolený interval TM v rozmezí 5-10s, při NPFFT 2048 v rozmezí 8-12s. Celkově je nejmenší přesnost při zvoleném parametru NPFFT 2048, významnou měrou se na tomto výsledku podílí i fakt, že v intervalu TM 3-5s byla z celkového počtu 10 měření zachycena přímá regresní linie pouze 2x. Tento výsledek odpovídá nedostatečnému počtu zprůměrněných epoch FFT v důsledku dlouhého intervalu pozorování T (1,35s) při zvoleném parametru NPFFT 2048.

## 9. Diskuse

Tato práce si klade za cíl vytvořit metodický postup pro hodnocení rychlosti vedení akčního potenciálu svalu pomocí metody fázového posunu ze dvou bipolárních svodů běžného povrchového EMG přístroje. Součástí této práce je i experimentální ověření metodiky na generovaných, jasně definovaných signálech a nativních EMG

záznamech získaných v průběhu izometrické kontrakce definovaného svalu. Za tímto účelem byly definovány dvě hypotézy, a to:

#### Hypotéza č.1

Výpočet rychlosti vedení akčního potenciálu na svalovém vláknu probíhá z nativního záznamu získaného z povrchovým elektrod EMG přístroje. Tento nativní signál je složen z různých, časově posunutých složek a složitých interferenčních pochodů probíhajících v prostorovém vodiči. Můžeme předpokládat, že získané frekvenční spektrum naměřeného nativního záznamu, umožňuje diferencovat jednotlivé akční potenciály svalových buněk, jejichž vzájemné časové zpoždění jsme schopni pomocí metody fázového posunu vyhodnotit.

#### Hypotéza č.2

Vyhodnocení časového zpoždění mezi dvěma biologickými signály je v současnosti záležitostí především experimentální. Registrace signálu probíhá za použití speciálně upravených elektrod, umožňujících bipolární i unipolární snímání. Předpokládám, že je možné vyhodnotit rychlost šíření akčního potenciálu na svalovém vláknu za použití běžných povrchových, bipolárních elektrod rutinních elektromyografických přístrojů.

Zachycené frekvenční spektrum při registraci elektrické aktivity svalové činnosti v sobě obsahuje celou řadu informací, jejichž analýza a interpretace představuje v současnosti hlavní směr ve studiu kontrakční strategie svalu pomocí povrchové elektromyografie. V hypotéze č.1 předpokládám, že je možné z registrovaného frekvenčního spektra, vyhodnoceného pomocí povrchového EMG záznamu, provést užitečnou diferenciaci jednotlivých akčních potenciálů svalových buněk a následně vyhodnotit fázové, resp. časové zpoždění akčního potenciálu v průběhu času. Odpověď na tuto hypotézu však v sobě zahrnuje celou řadu aspektů, od způsobu registrace EMG signálu, přes převod analogového signálu do diskrétního, až po

výběr vhodné matematické metody a nastavení jejich parametrů. Obecně můžeme říci, že hodnotíme-li registrovaný EMG záznam v průběhu určité svalové činnosti pomocí běžných postupů (vyhodnocení amplitudových parametrů, plochy pod křivkou nebo střední či průměrné frekvence), nelze žádnou užitečnou diferenciaci akčních potenciálů provést. Registrace elektrické aktivity prostřednictvím jednoho páru bipolárních elektrod, která je běžná při tradiční povrchové elektromyografii, jednoznačně determinuje naše možnosti interpretace. Zvýšíme-li však počet registračních elektrod na jednom svalu, a nyní budeme diskutovat pouze 2 páry bipolárních elektrod, nastává již zcela jiná situace. V tomto případě již můžeme oba signály porovnávat a pomocí různých matematických metod (vzájemné křížová korelace, fázová charakteristika, vlnková transformace atd.) hodnotit společné prvky obou registrovaných signálů. Zvýšíme-li počet registračních elektrod na jednom svalu na řádově desítky (typické pro HD-sEMG) a použijeme-li zprůměrnění řady (desítek až stovek) epoch jsme již schopni zachytit a vyhodnotit morfologii a šíření jednotlivých akčních potenciálů svalových vláken, odpovídajících aktivitě celé motorické jednotky. Citlivost měření je však i nadále výrazně ovlivněna řadou faktorů zahrnující vlastnosti prostorového vodiče, hloubky uložení jednotlivých svalových vláken, způsobu registrace a převodu signálu do diskrétní podoby a volbou matematické metody. Hypotéza č. 1 je v našem případě splněna jen částečně, při použití dvou párů bipolárních elektrod na jednom svalu, jsme schopni vyhodnotit dominující frekvenci v obou signálech, ale bez hlubší detekce morfologie jednotlivých akčních potenciálů však nejsme jednoznačně schopni říct, zda-li se jedná o frekvenci jedné motorické jednotky nebo jde-li o charakteristický sumační potenciál (odpovídající určitému elektrickému vzorci), který vzniká překrytím řady akčních potenciálů svalových vláken, které se aktivují v průběhu izometrické kontrakce. V každém případě, registrace shodné frekvence v obou signálech, kterou hodnotíme pomocí koherenční funkce nás opravňuje k možnosti výpočtu jeho časového zpoždění. Navíc použití metodiky fázové charakteristiky spojené s grafickým zobrazením přímé regresní linie, ukazuje nejen na existenci zpoždění, ale také na

citlivost výpočtu. Přímá regresní linie fázového zpoždění v dostatečném frekvenčním rozmezí jednoznačně dokládá existenci shodných frekvenčních složek v obou signálech.

U hypotézy č.2 předpokládáme, že jsme schopni vyhodnotit rychlost šíření akčního potenciálu na svalovém vláknu za použití dvou párů bipolárních elektrod běžných povrchových elektromyografů. Tato hypotéza je, za dodržení poměrně přísných pravidel registrace, vhodného výběru analyzovaného úseku EMG záznamu a následného matematického zpracování získaného biosignálu, splněna. Registrace EMG signálu pomocí dvou párů bipolárních elektrod za použití jednoduchého diferenciálního zesilovače je možná, ve srovnání s použitím dvojitého diferenciálního zesilovače je však více náchylná na ovlivnění signálu charakterem prostorového vodiče, a vykazuje morfologicky hrubší elektromyografické grafoelementy (71; 72; 53; 74). Tomuto tvrzení však oponuje Arabandziev (74), který tvrdí, že není lepší volbou použití dvojitého diferenciálního zesilovače, ve srovnání s jednoduchým diferenciálním zesilovačem, ale naprosto klíčové je správné umístění elektrod a zvolená matematická metoda. Důležitou roli zde tedy hraje interelektrodová a intersignální vzdálenost, která významným způsobem ovlivňuje morfologii vln, amplitudu a frekvenční obsah získaného elektromyografického záznamu (65; 66; 139; 68). Budeme-li ovšem vycházet ze zkušeností elektroencefalografie, kde preferovanou metodou výpočtu časového zpoždění je vyhodnocení fáze, pak můžeme považovat za plně korektní použití dvou párů bipolárních elektrod s jednoduchým diferenciálním zesilovačem.

Určení správné délky vyšetřovaného úseku signálu naráží na dva základní požadavky, jejichž dodržení vede k určitému kompromisu. Prvním je zachování stacionarity signálu a druhým je dostatečná délka intervalu, nutná k zajištění správného výpočtu při aplikaci většiny matematických metod. Většina autorů se v této souvislosti shoduje na délce intervalu 3-5s (127; 131; 125; 136). K podobnému závěru jsme po vyhodnocení zpoždění mezi nativními EMG signály dospěli také

(tabulka č. 21). V našem případě potřebná délka celkového vyšetřovaného signálu mírně osciluje v závislosti na parametru počtu bodu rychlé Fourierovy transformace, tudíž se jako nejvhodnější pro tuto metodiku jeví hodnoty NPFFT 512 a 1024.

K vyhodnocení spektrální analýzy biologického signálu je možno použít celou řadu metod. V naší práci jsme zvolili klasický algoritmus rychlé Fourierovy transformace, který patří mezi základní neparametrické metody. V literatuře je opakovaně porovnávána, zvláště v souvislosti s fázovým posunem, s autoregresivním modelem (AR), který patří do parametrických metod frekvenční analýzy. Přesnost výpočtu mezi jednotlivými metodami nebyla ovlivněna délkou časového zpoždění mezi sledovanými signály. U všech metod frekvenční analýzy bylo zaznamenáno snížení přesnosti výpočtu při zkrácení sledovaného úseku, v těchto případech byl odhad časového zpoždění vypočtený metodou FFT horší než u ostatních metod. Autoregresivní model je vhodný pro sledování velmi krátkých celkových intervalů sledovaného úseku TM, a je velmi rezistentní na příměs šumu. Naopak vyšší sensitiva FFT (oproti AR) se prokázala, pokud byl čas pozorování T odpovídající jedné epoše krátký (125; 134).

Podobně jako u spektrální analýzy i při vyhodnocení časového zpoždění mezi dvěma signály je možno použít celou řadu metod. Přestože je nejčastěji v EMG používána metoda vzájemné korelace, objevuje se v literatuře stále častěji i metoda fázového posunu. Metoda fázového posunu a vzájemná korelace nejsou z hlediska použití a výsledků totožné. Fázová charakteristika je citlivější pro zachycení zdroje excitace a jeho šíření. Šíření akčního potenciálu na svalovém vláknu odhadnutého pomocí metody fázového posunu je, ve srovnání s metodou vzájemné korelace, citlivější pro zachycení motorické ploténky a šlachového konce svalového vlákna. Obezřetní musíme být při použití metody fázového posunu v dynamických režimech svalové činnosti, kdy je metoda velmi citlivá na změny délky svalového vlákna (76). Přesnost výpočtu pomocí metody měření fázového zpoždění není závislá na velikosti časového zpoždění mezi dvěma signály, ale je silně závislá na délce analyzovaného

segmentu a stupni příměsi šumu (125; 134). Na druhé straně se týkají tato pravidla především vyhodnocení časového zpoždění pomocí metody vzájemné korelace v podmínkách multielektrodového snímání povrchovým EMG (HD-sEMG). V této práci jsme však vycházeli ze zkušeností s vyhodnocením časového zpoždění v EEG záznamech, pro které je typická bipolární registrace signálu a hodnocení časového zpoždění mezi dvěma páry signálů, které jsou od sebe vzdáleny řádově v centimetrech. Za uvedených podmínek je preferovanější metodou výpočtu hodnocení fázového zpoždění (117; 125).

Kontrakční strategie svalu v sobě zahrnuje značné, zatím neidentifikované množství kombinací faktorů neurofyzilogických, biomechanických a logistických. V této práci byla představena jedna z možných metod studia, která je zaměřena na elektrické chování svalu v průběhu kontrakce. Hodnoty, které můžeme tímto způsobem získat, nás informují o změnách elektrické dráždivosti na úrovni sarkolemy ve fyziologických či patologických stavech, které hodnotíme prostřednictvím rychlosti vedení akčního potenciálu. Z výsledků získaných metodou fázové charakteristiky nelze usuzovat na výsledný mechanický efekt kontrakce, ale nepřímo nás informuje jak o centrálním vlivu, tak metabolických změnách na úrovni svalového vlákna vypovídající o logistice v průběhu svalové kontrakce. Excitabilita sarkolemy představuje důležitou úroveň kaskádě kontrakční strategie svalu, jejíž hlubší studium může přispět k celkovému řešení tohoto globálního problému.

## 10. Závěr

Měření rychlosti vedení akčního potenciálu na svalovém vláknu (MFCV) patří v současnosti mezi velmi často sledované parametry svalové činnosti. Z čistě experimentálního pole se v posledních letech přesouvá zájem do klinické oblasti. Správné vyhodnocení parametru MFCV není problémem pouze technickým, ale také

matematickým. Proto se literatuře trvale diskutují jak různé metody registrace signálu, tak celá řada matematických postupů zaměřená na zpracování biologických signálů. Jednotným cílem všech publikovaných prací je co nejpřesněji odhadnout časové zpoždění mezi společnými grafoelementy registrovaných biosignálů.

V této práci jsem se zaměřil především na ověření možnosti výpočtu MFCV při použití běžného elektromyografického přístroje. Z celé řady matematických postupů jsme cíleně zvolili metodu fázového posunu vycházející z výpočtu koherence mezi dvěma signály (někdy je tato metoda označovaná v literatuře jako metoda fáze/koherence). Z metod spektrální analýzy signálu jsme vybrali tradiční algoritmus rychlé Fourierovy transformace. K registraci EMG signálu byly použity 2 páry běžných bipolárních elektrod s jednoduchým diferenciálním zesilovačem, které jsou součástí všech povrchových elektromyografů. Oprávněnost použití této metody jsme diskutovali v rešeršní části práce, a námi vytvořený matematický algoritmus jsme následně testovali jednak na generovaných signálech o definovaném časovém zpoždění, jednak na nativních EMG záznamech při izometrické kontrakci.

Z literárních údajů a výsledků našeho experimentu můžeme stanovit základní pravidla týkající se vyhodnocení MFCV metodou fáze/koherence při registraci elektrické aktivity svalu pomocí dvou párů bipolárních elektrod s jednoduchým diferenciálním zesilovačem povrchového EMG:

1. Běžné doporučená interelektrodová vzdálenost páru bipolárních elektrod se pohybuje v rozmezí 0,5-1cm, optimální intersignální vzdálenost je 1cm. V případě využití metody fáze/koherence je však možné vyhodnocovat fázové zpoždění s intersignální vzdáleností až několika centimetrů.
2. Umístění elektrod musí být mezi inervační zónou a šlachovým koncem svalu, v opačném případě dochází k ovlivnění amplitudy a frekvenčního spektra daného signálu. Tento fakt, je však nezávislý na aplikované metodě výpočtu časového zpoždění.

3. Optimální celková délka vyšetřovaného úseku signálu TM je v případě této metodiky 5-10s, a tím koreluje s obecně doporučenými hodnotami.
4. Při použití algoritmu rychlé Fourierovy transformace pro výpočet časového zpoždění pomocí metody fázového zpoždění je optimální parametr počet bodů FFT (NPFFT) 512 a 1024. V uvedeném případě je metoda citlivá jak v časovém rozmezí vyšetřovaného úseku 5-10s, tak z hlediska charakteru přímé regresní linie. Pokud použijeme hodnotu NPFFT 1024 získáme jemnější frekvenční rozlišení, které zpřesňuje výpočet dominantní shodné frekvence pro oba sledované signály.
5. Klíčovým momentem pro výpočet časového zpoždění mezi registrovanými EMG signály je grafické vyhodnocení fázového zpoždění s přítomností přímé regresní linie v dostatečném časovém intervalu. Jedná se o velmi citlivý indikátor existence společných složek signálu, její nevykreslení znamená nepřítomnost společných složek signálu. Sklon regresní linie navíc ukazuje směr šíření akčního potenciálu.

Závěrem tedy shrnujeme, že lze vyhodnotit časového zpoždění mezi dvěma signály a následně určit MFCV i v běžných laboratorních podmínkách. Aplikace metodiky fázového zpoždění představuje metodu, která dovoluje hodnotit časová zpoždění a koherenci signálů nejen z oblasti jednoho svalu, ale také pro signály registrované ze vzdálených míst, při použití běžných bipolárních elektrod, není tedy pouze jednou z možných alternativ metody vzájemné korelace.

## Citovaná literatura

1. **Drost G, Stegeman DF, van Engelen BGM, Zwarts MJ.** Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006, 16:586-602.
2. **Aiger M, Heegaard J.** One-dimensional quasi-static continuum model of muscle contraction as a distributed control system. *Center for Turbulence Research. Annual Research Brief.* 1999, 155-168.
3. **Zahala, GI.** Modeling Muscle Mechanics (and Energetics). [autor knihy] Woo S.L-Y Winters JM. *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization.* místo neznámé : Sprinter-Verlag, 1990.
4. **Winters, JM.** Hill-Based Muscle Models: A System Engineering Perspective. [autor knihy] Woo S. L-Y Winters JM. *Multiple Muscle System: Biomechanics and Movement Organization.* místo neznámé : Spring-Verlag, 1990.



5. **Wiekiewicz TI, Roy RR, Powell PL, Edgerton VR.** Muscle architecture of the human lower limb. *Clin Orthop.* 1983, 179:275-283.
6. **Lieber RL, Fazeli BM, Botte MJ.** Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles. *J Hand Surg (Am).* 1990, 14:244-250.
7. **Lieber RL, Jacobson MD, Fazeli BM.** Architecture of selected muscles of the arm and forearm: Anatomy and implications for tendon transfer. *J Hand Surg (Am).* 1992, 17:787-798.
8. **Woittiez RD, Huijing PA, Boom H, Rozendal RH.** A three dimensional muscle model: A quantified relation between form and function of skeletal muscles. *J Morphol.* 1984, 182:95-113.
9. **Dvir, Z.** *Clinical Biomechanics.* New York : Churchill Livingstone, 2000. ISBN 0-433-07945-5.
10. **Narici, M.** Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999, 9:97-103.
11. **Dylevský, I.** *Obecná kineziologie.* Praha : Grada Publishing, 2007. ISBN 978-80-247-1649-7.
12. **Otáhal S, Tlapáková E, Šorfová M.** Kompendium biomechanika. <http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/index.php>. [Online] 2003. [Citace: 10. 12 2007.]
13. **Valenta F, Otáhal S, Sušanka P.** *Biomechanika tělesných cvičení.* Praha : Státní pedagogické nakladatelství, 1990. ISBN 80-04-20554-2.
14. **Véle, F.** *Kinesiologie - přehled klinické kinesiologie a patokinesiologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy.* Praha : Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
15. **Valenta, F a kol.** *Biomechanika.* Praha : Academia, 1985.
16. **Bednařík a kol.** *Nemoci kosterního svalstva.* Praha : Triton, 2001. ISBN 80-7254-187-0.
17. **Keller, O.** Patogeneze a klasifikace poruch nervosvalového přenosu. *Čes. a Slov. Neurol. Neurochir.* 1997, 60(1):3-11.
18. —. *Obecná elektromyografie.* Praha : Triton, 1999. ISBN 90-7254-047-5.
19. **Siegel, IM.** *Muscle and its diseases.* Chicago-London : Year Book Medical Publishers, Inc., 1986. ISBN 0-8151-7653-8.
20. **Rohment, W.** Ermittlung von Erholungspausen für statische Arbeit des Menschen. *Angew Physiol Einschl Arbeitphysiol.* 1960, 18:123-164.
21. **Klabunde, RE.** *Cardiovascular Physiology Concepts.* místo neznámé : Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN 0-7817-50-30X.
22. **Liu JZ, Brown RW, Yue GH.** A Dynamical Model of Muscle Activation, Fatigue and Recovery. *Biophysical Journal.* 2002, 82:2344-2359.
23. **Edwards, HT.** *Human muscle function and fatigue.* London (Ciba Foundation symposium 82) : Pitman Medical, 1982. ISBN 0 277-79618-2.
24. **Bigland-Ritchie B, Jones DA, Hosking GP, Edwards RHT.** Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contraction of human quadriceps muscle. *Clin Sci Mol Med.* 1978, 54:609-614.
25. **Merton PA, Hill DK, Morton HB.** Indirect and direct stimulation of fatigued human muscle. *Human muscle fatigue: physiological mechanism.* London (Ciba Foundation symposium 82) : Pitman Medical, 1982.
26. **Bigland-Ritchie, B.** EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions. *Human muscle fatigue: physiological mechanism.* London (Ciba Foundation symposium 82) : Pitman Medical, 1982.
27. **Jones, DA.** Muscle fatigue due to changes beyond the neuromuscular junction. *Human muscle fatigue: physiological mechanisms.* London (Ciba Foundation symposium 82) : Pitman Medical, 1982.
28. **Carsten, J.** Muscle fatigue and reactive oxygen species. *J Physiol.* 2006, 576.1: 1.
29. **Bickham, DC.** Extracellular K<sup>+</sup> accumulation: a physiological framework for fatigue during intensive exercise. *J Physiol.* 2003, 554(3): 593.
30. **Lindinger, MI.** Combating muscle fatigue: extracellular lactic acidosis and catecholamines. *J Physiol.* 2007, 581.2: 419.
31. **Fitts, RH.** Cellular mechanism of muscle fatigue. *Physiol Rev.* 1994, 545: 229-240.
32. **Rau G, Disselhorst-Klug C, Silny J.** Noninvasive approach to motor unit characterization: muscle structure, membrane dynamics and neuronal control. *J Biomechanics.* 1997, 30(5):441-446.
33. **Zwarts MJ, Stegeman DF.** Multichannel surface EMG: Basic aspects and clinical utility. *Muscle Nerve.* 2003, 28:1-17.

34. **DeLuca, C.J.** The use of Surface Electromyography in Biomechanics. *www.delsys.com*. [Online] 1993. [Citace: 2. 3 2006.] <http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials.html>.
35. **Karas V, Otáhal S, Sušanka P.** *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha : SNP, 1990.
36. **Basmajian JV, De Luca CJ.** *Muscle Alive; their Functions Revealed by Electromyography (15th Edn)*. Baltimor : William & Wilkins, 1985.
37. **Brohen H, Bilotto G, De Luca CJ.** Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *J Appl Physiol*. 1985, 58:1428-1437.
38. **Hogrel, JY.** Clinical application of surface electromyography in neuromuscular disorders. *Neurophysiol Clin*. 2005, 35:59-71.
39. **Pavlů D, Pánek D.** EMG - analýza vybraných svalů horní končetiny při pohybu ve vodním prostředí a pohybu proti elastickému tahu. *Rehabil fyz Léč*. 2008, 4:167-173.
40. **Franclová J, Pavlů D, Pánek D.** Měření elektrické aktivity vybraných stabilizátorů lopatky v polohách horní končetiny charakteristických pro sportovní lezení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, 13:29-37.
41. **Pánek D, Horáčková Š, Bendová P, Merker N, Mezsárošová M, Pavlů D.** Cílená elektrostimulace a její vliv na vzdálené svalové skupiny. *Rehabil fyz Léč*. 2005, 1:41-44.
42. **Pánek D, Jurák D, Pavlů D, Pokorná J, Krajča V, Čemusová J.** Problematika snímání povrchového EMG ve vodním prostředí (Water Surface Electromyography - WaS-EMG). *Lékař a technika*. 2009, v tisku.
43. **Pavlu D, Panek D.** EMG analysis of muscle fatigue by sensorimotor training - a contribution to evidence based physiotherapy. *International Journal of Rehabilitation Research*. 2007, 30:105.
44. —. Muscle fatigue as limitation by sensorimotor training: EMG study. *Fizioterapi Rehabilitasyon*. 2007, 18(3):243.
45. **Reucher H, Rau G, Silny J.** Spatial filtering of noninvasive multielektrod EMG: Part I - introduction to measuring technique and applications. *IEEE Trans biomed Enging*. 1987, BME-34:98-105.
46. **Reucher H, Silny J, Rau G.** Spatial filtering of noninvasive multielektrod EMG: Part II - filter performance in theory and modeling. *IEEE Trans biomed Enging*. 1987, BME-34:106-113.
47. **DeLuca CJ, Merletti R.** Surface myoelectric signal crosstalk among muscle of the leg. *Electroencephalography Clin Neurophysiol*. 1987, 69:586-575.
48. **Schneider J, Rau G, Silny J.** A nonivasive EMG technique for investigation the excitation propagation in single motor units. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1989, 29:273-280.
49. **Schneider J, Silny j, Rau G.** Influence on tissue inhomogeneities on nonivasive muslce fibre conduction velocity measurements - investigated by physical and numerical modeling. *IEEE Trans Biomed Enging*. 1991, 38:851-860.
50. **Solie G, Hermens HJ, Boon KL.** The measurement fo the conducton veloity of muscle fibre with surface EMG accordng to the cross-correlation method. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1985, 25:193-204.
51. **Mito K, Kaneko K, Makabe H, Takanokura M, Sakamoto K.** Comparison of experimental and numerical muscle fibre conduction velocity (MFCV) distribution around the end-plate zone and fiber endings. *Med Sci Monit*. 2006, 12(4):115-123.
52. **Farina D, Gazzoni M, Camelia F.** Low-threshold motor unit membrane properties vary with contraction intensity during sustained activation with surface EMG visual feedback. *J Appl Physiol*. 2004, 96:1505-1515.
53. **Farina D, Mesin L, Martina S, Merletti R.** Comparison of spatial filter selectivity in surface myoelectric signal detection: influence of the volume conductor model. *Med Biol Eng Comput*. 2004, 42:114-120.
54. **Farina D, Gazzoni M, Merletti R.** Assesment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003, 13:319-322.
55. **Leao RN, Burne JA.** Continuous wavelet transform in evaluation of strech reflex responses from surface EMG. *J Neuroscience Methods*. 2004, 133:115-125.
56. **Farina D, Merletti R.** A novel approach for estimating muscle fibre conduction velocity by spatial and temporal filtering of surface EMG signals. *IEEE Transaction on Biomed Eng*. 2003, 50(12):1340-1351.

57. **Nishihara K, Hosoda K, Futami T.** Muscle fibre conduction velocity estimation by using normalized peak-averaging technique. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003, 13:499-507.
58. **Farina D, Fattorini L, Felici F, Filligoi G.** Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. *J Appl Physiol.* 2002, 93:1753-1763.
59. **Pánek D, Špringrová I, Šenk M, Jelínek M.** Changes in muscle fibre conduction velocity, median frequency and mean amplitude in surface electromyography during static and dynamic contraction: summary report. *Sborník z konference: Biomechanics of man 2002. Čejkovice.* 2002, pp.38-41.
60. **Lanzetta m, Pozzo M, bottin A, Merletti R, Farina D.** Reinnervation of motor units in intrinsic muscles of a transplanted hand. *Neurosci Lett.* 2005, 373:138-43.
61. **van Hoeven JH, Zwarts, Weerden TW.** Muscle fiber conduction velocity in amyotrophic lateral sclerosis and traumatic lesions of the plexus brachialis. *Electroenceph clin Neurophysiol.* 1993, 89:304-310.
62. **Bahm J, Meinecke L, Brandensbusch V, Rau G, Disselhorst-Klug C.** High spatial resolution electromyography and video assisted movement analysis in children with obsteric brachial plexus palsy. *Hand Clin.* 2003, 19:393.
63. **Drost G, Stegeman DF, Schillings ML, Horemans HL, Jansen HM, Massa M, et al.** Motor unit characteristics in healthy subjects and those with postpoliomyelitis syndrom: a high-density surface EMG study. *Muscle Nerve.* 2004, 30:269-76.
64. **Kumaggai K, Yamada M.** Thi clinical use of multichannel surface electromyography. *Acta Paediatr Jpn.* 1991, 33:228-37.
65. **Fugelvand AJ, Winter DA, Patla AE, Stashuk D.** Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing. *Biol Cybern.* 1992, 67:143-153.
66. **Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G.** Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000, 10:361-374.
67. **Roefeld K, Stegeman DF, Vingerhoets HM, van Oostrom A.** Motor unit potential contribution to surface electromyography. *Acta Physiol Scand.* 1997, 160:175-183.
68. **Beck RBJ, Malley MO, van Dijk JP, Nolan P, Stegeman DF.** The effects of bipolar electrode montage on conduction velocity estimation from surface elektromyogram. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004, 14:505-514.
69. **Broman H, Bilotto G, DeLuca CJ.** A note on the noninvasive estimation of muscle fiber conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1985, 32: 341-344.
70. **Merletti R, Lo Conte L.** Surface EMG signal processing during isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 1997, 7:241-250.
71. **Merletti R, Lo conte L, Avignone E, Guglieminotti P.** Modeling of surface myoelectric signals - Part I: Model implementation. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1999, 46:810-820.
72. **Merletti R, Roy SH, Kupa E, Roatta S, Granata A.** Modeling of surface myoelectric signals - Part II: Model-based signal interpretation. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1999, 46:821-829.
73. **Farina D, Merletti R.** Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface elctromyographic signals. *Med Biol Eng Comput.* 2004, 42(4):432-45.
74. **Arabadziev FJ, Dimitrov GV, Dimitrovova NA.** Simulation analysis of the ability to estimate motor unit propagation velocity non-invasively by different two-channel methods and typys of multi-electrodes. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003, 13:403-415.
75. **Schultze E, Farina D, Rau G, Merletti R, Disselhorst-Klug C.** Single motor unit analysis from spatially filtered surface electromyogram signals. Part II: conductio velocity estimation. *Med Biol Eng Comput.* 2003, Sv. 41:338-345.
76. **Arabandziev TI, Dimitrov GV, Dimitrova NA.** The cross-correlation and phase-difference methods are not equivalent under noninvasive estimation of motor unit propagation velocity. *J Elektromyogr Kinesiol.* 2004, 14:295-305.
77. **van Hoeven, JH.** *Conduction Velocity in Human Muscle: an EMG study in fatigue and neuromuscular disorders.* Den Haag : CIP - Gegevens Koninklijke Bibliotheek, 1995. ISBN 90-367-0551-7.
78. **Arent-Nielsen L, Zwarts MJ.** Measurements of muslce fiber conduction velocity in human - techniques and applications. *J Clin Neurophysiol.* 1989, 6:173-190.

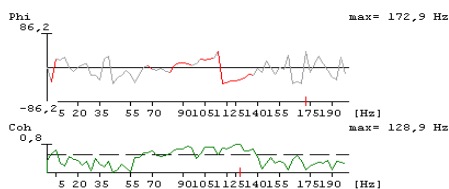
79. **Mesin L, Merletti R, Rainoldi A.** Surface EMG: The issue of electrode location. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008, article in press.
80. **DeFreitas JM, Costa PB, Ryan ED, Herda TJ, Cramer JT, Beck TW.** Innervation zone location of the biceps brachii, a comparison between genders and correlation with anthropometric measurements. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008, article in press.
81. **Cescon C, Rebecchi P, Merletti R.** Effect of electrode array position and subcutaneous tissue thickness on conduction velocity estimation in upper trapezius muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008, 18:628-636.
82. **Trojan, S., Langmajer, M.** *Lékařská fyziologie.* Praha : Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
83. **Dumitru D, King JC.** Far-field potentials in muscle: a quantitative investigation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992, 73: 270-274.
84. **Merletti R, Farina D, Gazzoni M.** The linear electrode array: a useful tool with many applications. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003, 13:37-47.
85. **Farina D, Fortunato E, Merletti R.** Noninvasive estimation of motor unit conduction velocity distribution using linear electrode arrays. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2000, 47:380-388.
86. **Farina D, Merletti R, Nazzaro M, Carus L.** Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2001, 20(6):62-71.
87. **Piitulainen F, Rantalainen T, Linnamo V, Komi P, Avela J.** Innervation zone shift at different levels of isometric contraction in the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008, article in press.
88. **Rainoldi A, Nazzaro M, Merletti R, et al.** Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000, 10(5):327-336.
89. **Li W, Samamoto K.** The influence of location of electrode on muscle fiber conduction velocity and EMG power spectrum during voluntary isometric contraction measured with surface array electrodes. *Appl Hum Sci.* 1996, 15(1):25-32.
90. **Roy SH, DeLuca CJ, Schneider J.** Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl Physiol.* 1986, 61(4):1510-7.
91. **Nielsen M, Graven-Nielsen T, Farina D.** Effect of innervation zone distribution on estimates of average muscle fiber conduction velocity. *Muscle Nerve.* 2008, 37(1):68-78.
92. **Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso L.** A method for positioning electrodes during surface EMG recording in lower limb muscles. *J Neurosci Meth.* 2004, 134(1):37-43.
93. **Martin S, MacIsaac D.** Innervation zone shift with changes in joint angle in the brachial biceps. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006, 16(2):144-8.
94. **Nishihara K, Hosoda K, Futami T.** Muscle fiber conduction velocity estimation by using normalized peak-averaging technique. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003, 13:499-507.
95. **Mito K, Sakamoto K.** Distribution of muscle fiber conduction velocity of m.masseter during voluntary isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000, 40:275-285.
96. **Leao RN, Burne JA.** Continuous wavelet transform in the evaluation of stretch reflex responses from surface EMG. *J Neurosci Meth.* 2004, 133:115-125.
97. **Talebinejad M, Chan ADC, Miri A, Dansereau RM.** Fractal analysis of surface electromyography signals: A novel power spectrum-based method. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008, article in press.
98. **Gendle B, Karlsson S, Crenshaw AG, et al.** The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal isometric knee extension. *Eur J Appl Physiol.* 2000, 81(1-2): 2-10.
99. **Petrofsky, JS.** The use of biofeedback to reduce Trendelenburg gait. *Eur J Appl Physiol.* 2001, 85: 491-5.
100. **Nandedkar SD, Stalberg E, Sanders DB.** Simulation techniques in electromyography. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1985, 32: 775-785.
101. **Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, DeLuca CJ.** Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol.* 1995, 79: 23-32.
102. **Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D.** The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1990, 61(5-6): 461-6.

103. **De la Barrera EJ, Milner TE.** The effects of skinfold thickness on the selectivity of surface EMG. *Electroenceph clin Neurophysiol.* 1994, Sv. 93: 91-99.
104. **Schneider J, Rau G.** Influence of tissue inhomogeneities on noninvasive muscle fiber conduction velocity measurement of the conduction velocity of muscle fibers with surface EMG. *Electromyogr clin Neurophysiol.* 1985, 25:45-56.
105. **Petrofsky J, Laymon M.** Muscle Temperature and EMG Amplitude and Frequency During Isometric Exercise. *Aviat Space Environ Med.* 2005, 75:1024-30.
106. **Kiernan MC, Cikurel K, Bostock H.** Effects of temperature on the excitability properties of human motor axons. *Brain.* 2001, 124: 816-25.
107. **Krause KH, Magyarosy J, Gall H, et al.** Effects of heat and cold application on turns and amplitude in surface EMG. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2001, 41: 67-70.
108. **Webb, P.** Temperatures of skin, subcutaneous tissue, muscle and core in resting men in cold, comfortable and hot conditions. *Eur J Appl Occup Physiol.* 1992, 64:471-6.
109. **Masuda T, Sadoyama T.** Topographical map of innervation zones within single motor units measured with a grid surface electrode. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1988, 35:623-8.
110. **Petrofsky JS, Lind AR.** The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contraction. *Eur J Appl Physiol.* 1980, 44:189-200.
111. **Merletti R, Lo Conte LR, Cisari C, Actis MV.** Age related changes in surface myoelectric signals. *Scand J Rehabil Med.* 1992, 24(1):25-36.
112. **Masuda K, Masuda T, Sandomyama T, Inaki M, Katsuta S.** Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999, 9:39-46.
113. **Farina D, Arendt-Nielsen L, Merletti R, Graven-Nielsen T.** Assessment of single motor unit conduction velocity during sustained contraction of the tibialis anterior muscle with advanced spike triggered averaging. *J Neur Sci.* 2002, 115:1-12.
114. **Lowery M, Nolan P, Malley MO.** Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained submaximal contraction of the brachioradialis muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001, 12:111-118.
115. **Rainoldi A, Galardi G, Maderna L, Comi G, LoConte L, Merletti R.** Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999, 9:105-119.
116. **Gotman, J.** Interhemispheric relations during bilateral spike-and-wave activity. *Epilepsia.* 1981, 22: 453-466.
117. —. Measurement of small time differences between EEG channels: method and application to epileptic seizure propagation. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology.* 1983, 56: 501-514.
118. **Brazier, MAB.** Spread of seizure discharges in epilepsy: anatomical and electrophysiological considerations. *Exp.Neurol.* 1972, 36: 263-272.
119. —. Electrical seizure discharges within the human brain: the problem of spread. *Epilepsy: its Phenomenon in Man.* New York : Academic Press, 1973.
120. **Lopes da Silva FH, Pijn JP, Boeijinga P.** Interdependence of EEG signals: linear vs. nonlinear associations and the significance of time delays and phase shifts. *Brain topogr.* 1989, 2:9-18.
121. **Kobayashi K, Ohtsuka Y, Oka E, Ohtahara S.** Primary and secondary bilateral synchrony in epilepsy: differentiation by estimation of interhemispheric small differences during short spike-wave activity. *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 1992, 83: 93-103.
122. **Duckrow RB, Spencer SS.** Regional coherence and the transfer of ictal activity during seizure onset in the medial temporal lobe. *Encephal Clin Neurophysiol.* 1992, 82: 415-422.
123. **Medvedev A, Mackenzie L, Hiscock JJ, Willoughby JO.** Frontal cortex leads other brain structures in generalised spike-and-wave and seizure spikes induced by picrotoxin. *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 1996, 98:157-166.
124. **Juryska F, van de Born P, Migeotte PF, Dumont M, Lanquart JP, Degante JP, Linkowski P.** A study of the dynamic interactions between sleep EEG and heart rate variability in healthy young men. *Clin Neurophysiol.* 2003, 14: 2146-2155.
125. **Jiruška P, Prokůš J, Drbal O, Sovka P, Marušič P, Mareš P.** Comparison of Different Methods of Time Shift Measurement in EEG. *Psychiol Res.* 2005, 54:459-465.

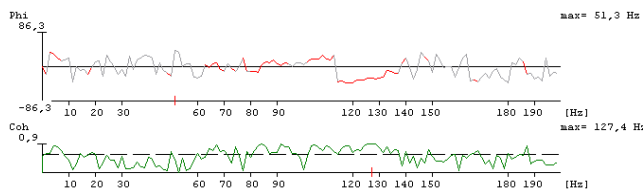
126. **Norliani MS, Nobuki M.** Comparison of EEG-EMG Time delays Calculated by Phase Estimates and Inverse FFT. *Elektrika*. 2007, 9(2):1-7.
127. **Krajča V, Petránek S.** Počítačová elektroencefalografie: Úvod do problematiky. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 1995, 58/91: 1-38.
128. **Petsche H, Etlinger SC, Filz O.** Brain electrical mechanism of bilingual speech management: An initial investigation. *Electroenceph Clin Neurophysiol*. 1996, 86: 385-394.
129. **Dumermuth, G.** Fundamentals of spectral analysis in electro-encephalography. [autor knihy] A Remond. *EEG Informatics: A didactic Review of Methods and Applications of EEG data processing*. Amsterdam : Elsevier, 1977.
130. **Krajča V, Petránek S, Ondruška V, Dorůžková J, Pecharová D.** Vícekanálová adaptivní segmentace - základ pro předzpracování EEG záznamů. *Lékař a technika*. 1992, 2(23):28-3.
131. **Mohylová J, Krajča V.** *Zpracování signálu v lékařství*. Žilina : ŽU Žilina, 2004.
132. **Prokajs JG, Manolakis DG.** *Introduction to Digital Signal Processing*. New York : Macmillan Publishing Company, 1988. ISBN 0-02-396815-X.
133. **Mitra SK, Kaiser JF.** *Digital signal Processing*. New York : John Wiley & Sons, Ing., 1993. ISBN 0-471-61995-7.
134. **Uhlíř J, Sovka P.** *Číslicové zpracování signálů*. Praha : Vydavatelství ČVÚT, 1995. ISBN 80-01-01303-0.
135. **Welch, PD.** The use of fast Fourier transform for estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periograms. *IEEE Trans Audio Electroacoust.* 1967, AV-15:70-73.
136. **McEwen, JA.** Modeling the stationarity and Gaussianity of spontaneous electroencephalographic activity. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1975, BME-22: 299-305.
137. **Kay SM, Marple SL.** Spectrum Analysis - A Modern Perspective. *Proc. IEEE*. 1981, 69:1380-1419.
138. **Meloun M, Militký J.** *Kompndium statistického zpracování dat*. Praha : Academie, 2006. ISBN 80-200-1396-2.
139. **Roeleveld K, Stegeman DF, Vingerhoest HM, van Oosterom A.** The motor unit potential distribution over the skin surface and its use in estimating motor unit location. *Acta Physiol Scand.* 1997, 161:465-472.
140. **Petrovický, P.** *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi. I svazek, pohybové ústrojí*. Martin : Osveta, 2001. ISBN 80-8063-046-1.
141. **Sinělníkov, R.D.** *Atlas anatomie člověka (II)*. Praha : Avicenum, 1981.
142. **Čihák, R.** *Anatomie I*. Praha : Grada Publishing, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
143. **Kondrádová, V., Uhlík, J., Vajner, L.** *Funkční histologie*. Jinočany : H&J Jinočany, 2000. ISBN 80-86645-04-5.
144. **Jarkovská, D., Martínek, J.** *Histologie*. Praha : Karolinum, 1997.
145. **Maršík, F., Dvořák, I.** *Biotermodynamika*. Praha : Academia, 1998. ISBN 80-200-0664-8.
146. **Murray RK, Banner DK, Mayes PA, Rodwell VW.** *Harpenova biochemie. 4. české vydání*. Jinočany : Nakladatelství a vydavatelství H+H, 2002. ISBN 80-7319-013-3.
147. **Hall, SJ.** *Basic biomechanics*. St.Louis : Mosby - Year Book, 1995. ISBN 0-8151-4077-0.
148. **DeLuca, C.J.** Fundamentals Concept in EMG Signal Acquisition. *www.delsys.com*. [Online] 2001. [Citace: 2. 3 2006.] <http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials.html>.
149. —. Surface Electromyography: Detection and Recording. *www.delsys.com*. [Online] 2002. [Citace: 2. 3 2006.] <http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials.html>.
150. **Rash, P., Burke, R.K.** *Kinesiology and applied anatomy. The science of human anatomy, 4th edition*. Philadelphia : Lea and Fibinger, 1971. ISBN 0-8121-0342-7.
151. **Arendt-Nielsen L, Gantchev N, Sinkjaer T.** The influence of muscle length on muscle fibre conduction velocity and development of muscle fatigue. *Electroenceph clin Neurophysiol*. 1992, 85: 166-172.
152. **Bottinelli R, Regianni C.** Human skeletal muscle fibres: molecular and functional diversity. *Progress in biophysics and molecular biology*. 2000, 73.
153. **Eberstein A, Beattie B.** Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle Nerve*. 1985, 8: 768-773.

154. **Edward, et al.** Effect of temperature on muscle energy metabolism and endurance during successive isometric contractions, sustained to fatigue, of the quadriceps muscle in man. *J Physiol (Lond)*. 1972, 220: 335-352.
155. **Gerdle B, Eriksson NE, Brundin L.** The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue. With special regard to the electrode distance. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1990, 30:483-9.
156. **Gootzen THJM, Stegeman DF, Van Oosterom A.** Finite limb dimensions and finite muscle length in a model for the generation of electromyographic signals. *Electroenceph clin Neurophysiol*. 1991, 81: 152-162.
157. **Hara, T.** Evaluation of recovery from local muscle fatigue by voluntary contraction. *J Human Ergol*. 1980, 9: 35-46.
158. **Miller-Brown HS, Miller RG.** Increased muscular fatigue in patients with neurogenic muscle weakness: Quantification and pathophysiology. *Arch Phys Med Rehabil*. 1989, 70: 361-366.
159. **Naeije M, Zorn H.** Relation between EMG power spectrum shifts and muscle fibre action potential conduction velocity changes during local muscular fatigue in man. *J Appl Physiol*. 1982, 50: 23-33.
160. **Petrofsky J, Dalms T, Lind AR.** Power spectrum of the EMG during static exercise. *Physiologist*. 1975, 18: 350.
161. **Polgar J, Johnson MA, Weightman D, Appleton D.** Data on fibre size in thirty - six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci*. 1973, 19: 307-318.
162. **Rodová D, Mayer M, Janura M.** Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehab a fyz lékařství*. 2001, 8(4):173-177.
163. **Sadoyama T, Miyano H.** Frequency analysis of surface EMG to evaluation of muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol*. 1981, 47: 239-246.
164. **Sollie G, Hermens HJ, Boon KI, Wallinga-de Jonge W, Zilvold G.** The boundary conditions for measurement of the conduction velocity of muscle fibers with surface EMG. *Electromyogr clin Neurophysiol*. 1985, 25:45-56.
165. **Stegeman DF, Linssen WHJP.** Muscle fiber action potential changes and surface EMG: A simulation study. *J Electromyogr Kinesiol*. 1992, 2:130-140.
166. **Stulen FB, DeLuca CJ.** Muscle fatigue monitor: A non-invasive device for observing localized muscular fatigue. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1982, 29: 760-768.
167. —. The relation between the myoelectric signal and physiological properties of constant force isometric contractions. *Electroenceph clin Neurophysiol*. 1978, 45:681-698.
168. **Troni W, Doriguzzi C, Mongini T.** Interictal conduction slowing in muscle fibers in hypokalemic periodic paralysis. *Neurology*. 1983, 33:1522-1525.
169. **Trontelj, JV.** Muscle fiber conduction velocity changes with length. *Muscle Nerve*. 1993, 16: 506-512.
170. **van Hoeven JH, Lange F.** Supernormal muscle fiber conduction velocity during intermittent isometric exercise in human muscle. *J Appl Physiol*. 1994, 77: 802-806.
171. **van Hoeven JH, van Weerden TW, Zwarts MJ.** Long-lasting supernormal conduction velocity after sustained maximal isometric contraction in human muscle. *Muscle Nerve*. 1993, 16:312-320.
172. **Wang G, Kawai M.** Effect of temperature on elementary steps of the cross bridge cycle in rabbit soleus slow-twitch muscle fibers. *J Physiol (London)*. 2001, 531(1):219-34.
173. **Westerblad H, Lee JA, Lännergren J, Allen DG.** Cellular mechanism of fatigue in skeletal muscle. *Am J Physiol Cell Physiol*. 1991, 261:C195-C209.
174. **Zwarts MJ, van Weerden TW, Haenen HTM.** Relationship between average muscle fiber conduction velocity and EMG power spectra during isometric contraction, recovery and applied ischemia. *Eur J Appl Physiol*. 1987, 56: 212-216.
175. **Zwarts MJ, van Weerden TW, Links TP, Haenen HTM, Oosterhuis HJGH.** The muscle fiber conduction velocity and power spectra in familial hypokalemic periodic paralysis. *Muscle nerve*. 1988, 11:166-173.
176. **Zwarts MJ, van Weerden TW.** Transient paresis in myotonic syndromes. A surface EMG study. *Brain*. 1989, 112:665-680.

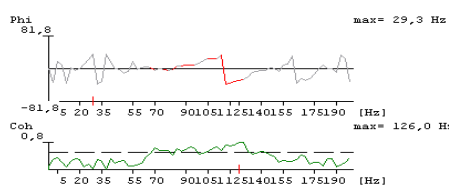
# Příloha č. 1 Příklad grafické zobrazení výsledků fázové charakteristiky při paramateru NPFFT 512- proband č.1



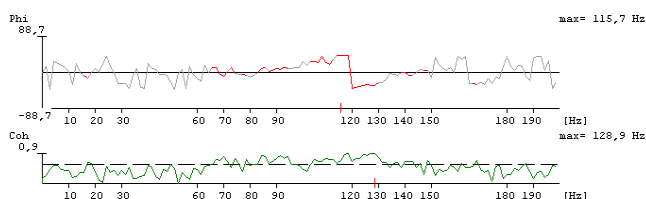
TM= 3s, F= 128,9Hz, Coh= 0,822, D= 1,507ms



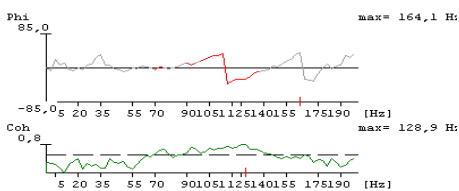
TM=3s; F=127,4Hz; Coh=0,892; D=1,389ms



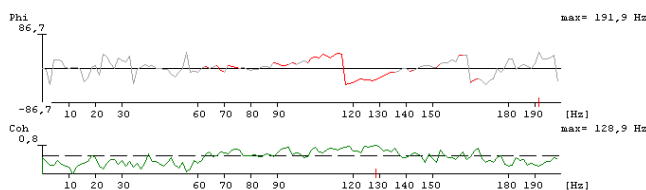
TM=5s, F=125,9Hz, Coh=0,819, D=1,501ms



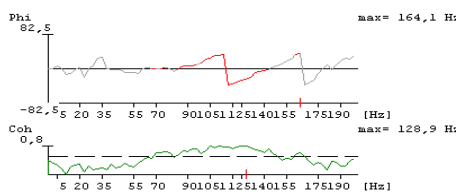
TM=5s; F=128,9Hz; Coh=0,857; D= 1,408ms



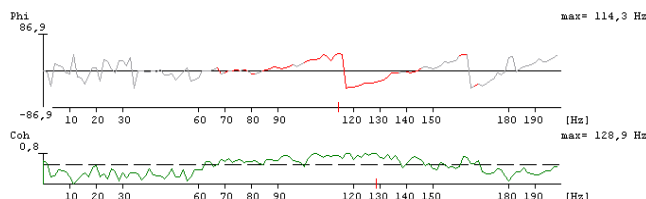
TM=8s; F=128,9; Coh=0,809; D=1,336ms



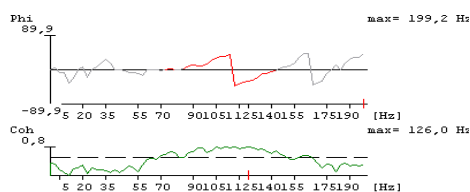
TM=8s; F= 128,9Hz; Coh=0,845; D=1,369ms



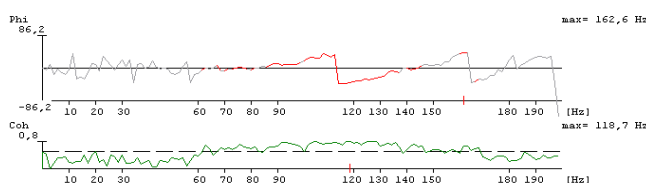
TM=10s; F= 128,9; Coh=0,776; D=1,244ms



TM=10s; F=128,9Hz; Coh=0,807; D=1,277ms



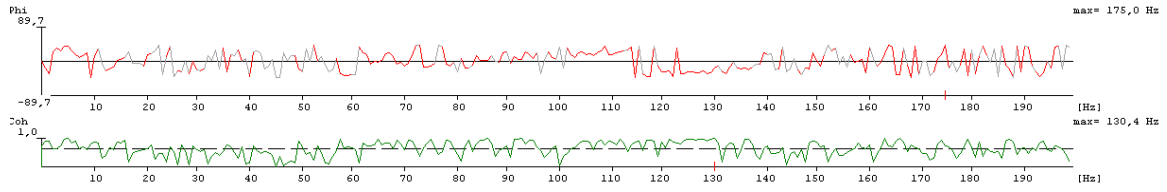
TM=12s; F=125,9Hz; Coh=0,764; D=1,373ms



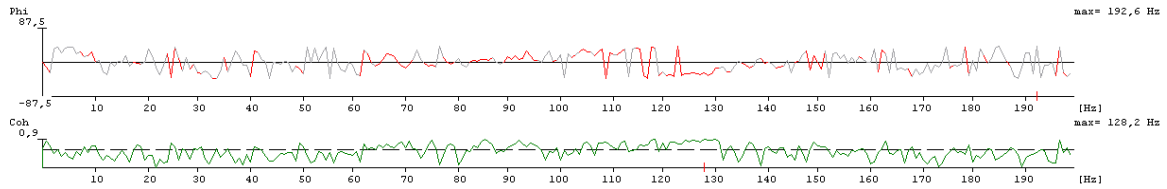
TM=12s; F=118,6Hz; Coh=0,794; D=1,881ms

Obrázek 1 Proband č.1 – vlevo hodnoty při NPFFT 512, vpravo při NPFFT 1024 (TM – celkový interval vyšetřovaného úseku, F – frekvence odpovídající maximální koherenci Coh, D – vypočtené časové zpoždění).

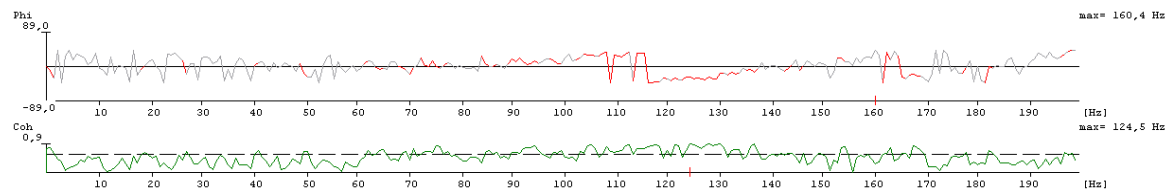




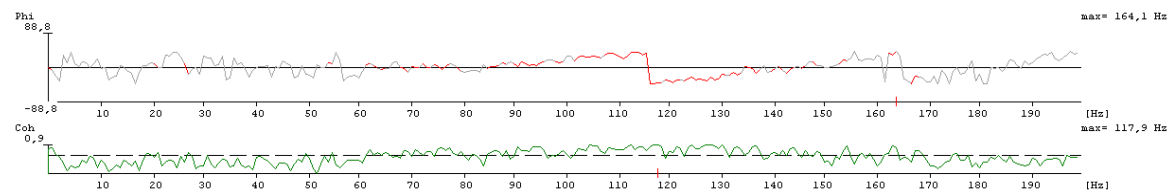
TM=3s, rovná regresní linie nezachycena



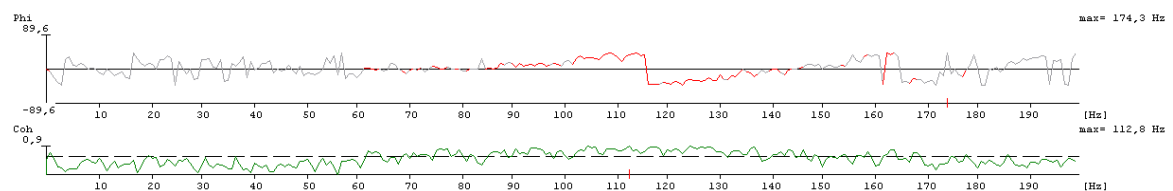
TM=5s, rovná regresní linie nezachycena



TM=8s; F=124,5Hz; Coh=0,984; D=1,301ms



TM=10s; F=128,2Hz; Coh=0,853; D=1,186ms



TM=12s; F=128,2Hz; Coh=0,833; D=1,067ms

**Obrázek 2 Proband č.1 – NPFFT 2048 (TM – celkový interval vyšetřovaného úseku, F – frekvence odpovídající maximální koherenci Coh, D – vypočtené časové zpoždění).**

## Seznam publikací:

Čemusová J., Pavlů D., Pánek D., Černíková K.: Vliv musculus levator scapulae na lordotizaci krční páteře. Rehab fyz Léč. 2008, 4:159-162.

Francová J., Pavlů D., Pánek D.: Možnosti využití terapeutického lezení ve fyzioterapii. Rehab fyz Léč. 2006, 13(1):29-37.

Krahulcová J., Pavlů D., Pánek D.: Possibilities to affect the activity of postural muscles by violin and viole players. In: Page P.(Ed.): Proceedings from the 2005 Annual Thera-Band research Advisory Committee Meeting „Bringing Evidence to Practice“, Las vegas, Nevada USA, 1.-5.8.2005, p. 13.

Meszárošová M., Pánek D.: Sledování změn EMG aktivity v m.masseter při funkčních blokáдах temporomandibulárního kloubu. Sborník Vědecká studentská konference FTVS UK, III/2003.

Paarup, L., Pavlů, D., Pánek, D., Pedersen, M.M.: Effects from a Functional Training System with Elastic Resistance in a Kinetic System of Whole Body Movements (Therarobics) in senior training. In: Page P.(Ed.): Proceedings from the 2005 Annual Thera-Band research Advisory Committee Meeting „Bringing Evidence to Practice“, Las Vegas, Nevada USA, 1.-5.8.2005, p.12.

Pavlů D., Pánek D.: EMG analysis of Flex-Bar exercises: A case report. In: Page P.(Ed.): Proceedings from the 2005 Annual Thera-Band research Advisory Committee Meeting „Bringing Evidence to Practice“, Las Vegas, Nevada USA, 1.-5.8.2005, pp. 13-14.

Pavlů D., Pánek D., Holubářová J., Štěpánová V.: Effect of band-based resistance exercise for activity in facial muscles. In: Page P.(Ed.): Proceedings from the 2005 Annual Thera-Band research Advisory Committee Meeting „Bringing Evidence to Practice“, Las Vegas, Nevada USA, 1.-5.8.2005, pp.12-13.

Pavlů D., Pánek D.: Electromyographic Activity in Stabilizers of Shoulder Blade by Flex-Bar Exercises. 8th Annual Trac Meeting, Florida, Naples, 1.-3.8. 2006, p.43.

Pavlů D., Pánek D.: Doseing of Sensorimotor Training. 8th Annual Trac Meeting, Florida, Naples, 1.-3.8. 2006, p.45.

Pavlů D., Pánek D.: Muscle fatigue as limitation by sensorimotor training: EMG study. Fیزیoterapi Rehabilitasyon. Congress Abstract. IV<sup>th</sup> National Congress of Sports Physiotherapists. Istanbul. 2007, 18(3): 223-247.

Pavlů D., Pánek D.: EMG analysis of muscle fatigue by sensorimotor training – a contribution to evidence based physiotherapy. International Journal of Rehabilitation Research. 2007, 30(1):105.

Pavlů D., Pánek D.: EMG-analýza vybraných svalů horní končetiny při pohybu ve vodním prostředí a pohybu proti odporu elastického tahu. Rehab fyz Léč. 2008, 4:167-173.

Pánek D.: Využití metodiky vyšetření H reflexu v experimentu, Sborník Studentské vědecké konference. UK FTVS Praha, III/2002.

Pánek, D, Horáčková, Š., Bendová, P., Merker, N., Meszárošová, M.: Cílená elektrostimulace a její vliv na vzdálené svalové skupiny. Rehab fyz Léč. 2005, 12(3): 41-44.

Pánek, D, Pavlů, D.: Kontrakční strategie svalů. Sborník abstraktů II.Mezinárodní konference fyzioterapeutů Brno 2005 ISSN 1801-4062.

Pánek D., Pavlů D.: Analysis of EMG Activity in Stabilizers of Shoulder Blade by Holding od different „Soft Weights“. 8th Annual Trac Meeting, Florida, Naples, 1.-3.8. 2006, p. 44.

Pánek D., Špringrová I, Šenk M, Jelínek M.: Changes in muscle fibre conduction velocity, median frequency and mean amplitude in surface electromyography during static and dynamic contraction – summary report. . Sborník prací z konference: Biomechanics of man 2002, Čejkovice 13.-15. 11. 2002.

Šenk M, Tichý M, Horáčková Š, Jelínek M, Špringrová Š, Pánek D: Shoulder joint reology: changes after biceps brachii muscle stimulation. Sborník prací z konference: Biomechanics of man 2002, Čejkovice 13.-15. 11. 2002, str. 159-161.

Šenk, M., Tichý, M., Pánek, D., Jelínek, M., Špringrová, I., Meszárošová, M.: Elasticity change of the glenohumeral joint after evoked biceps brachii muscle hypertonus. Pilot study. Archive of Physiology and Biochemistry, vol 110, VIII/2002 ISSN 1381-3455, p 109 **IF: 0,36**

**Publikace odeslané k tisku:**

Pánek D., Jurák D., Krajča V., Pavlů D., Čemusová J.: Problematika snímání povrchového EMG ve vodním prostředí (Water Surface Electromyography – WaS-EMG). Lékař a technika. Odeslána k tisku září 2008

Čemusová J, Pánek D.: Diferenciace svalových vláken tonického a fyzického typu vzhledem ke svalové činnosti. Review article. V tisku 2008 – katedra biomechaniky UK FTVS Praha

Čemusová J., Otáhal S., Pánek D.: Vizualizace šijových svalů pomocí magnetické rezonance a grafického programu Amira. Lékař a technika. Odesláno k tisku září 2008