



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
**Fakulta mechatroniky, informatiky
a mezioborových studií**



Moderní metody zpracování signálů

Úvod a opakování

Zbyněk Koldovský



evropský
sociální
fond v ČR



EVROPSKÁ UNIE



MINISTERSTVO ŠKOLSTVÍ,
MLÁDEŽE A TĚLOVÝCHOVY



OP Vzdělávání
pro konkurenceschopnost

Projekt ESF CZ.1.07/2.2.00/28.0050
**Modernizace didaktických metod
a inovace výuky technických
předmětů.**

INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ

Část I

Příklady biologických a akustických signálů

Biosignály

- Signál je tok informace - velmi obecné, proto je třeba ke zpracování každého signálu přistupovat jako k individuálnímu problému
- Biosignál je signál vzniklý činností živého organismu
- Akustický signál - mechanické kmitání
- Počítačové zpracování signálů: signál převádíme z původní formy energie na jinou formu, nejčastěji elektrickou (transducer - např. senzory), a tu vzorkujeme A/D převodníkem.

Druhy signálů

Podle rozměru

- jednorozměrné - sledování jedné veličiny, většinou v závislosti na čase
- dvourozměrné - obraz
- vícekanálové - EEG, EKG, mikrofonní pole...
- multimodální - např. obraz+zvuk

Podle původu

- elektrické
- mechanické
- magnetické
- chemické a další

Druhy signálů (2)

Příčina vzniku

- spontánní - EEG, EKG
- vzniklé odezvou na dané buzení - ERP, ENG

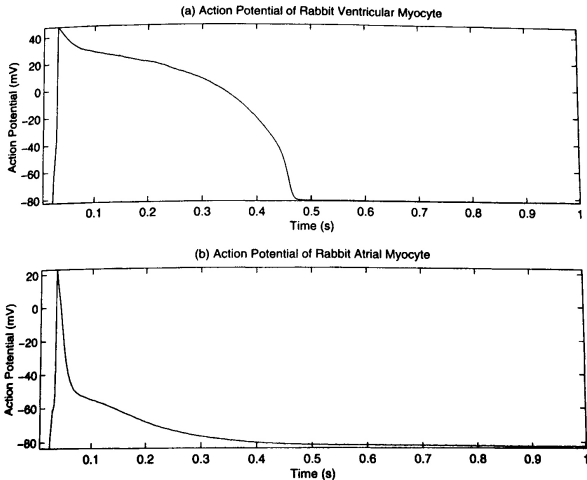
Pravidelnost

- opakující se - EKG, CP
- nepravidelné - EEG

Akční potenciál buňky

- Akční potenciál je elektrický signál, který doprovází mechanickou kontrakci buňky stimulovanou elektrickým proudem.
- Základní komponenta bioelektrických signálů.
- Klidový potenciál → depolarizace → repolarizace.
- Akční potenciál se šíří po axonu směrem k synapsím (nervové buňky) nebo po svalovém vlákně.
- Např. nervové buňky generují max. asi 1000 impulsů za sekundu, srdeční mohou generovat další impuls až po 150-300ms
- Akční potenciál dané buňky je vždy stejný, stejná napětí (“vše, nebo nic”).

Akční potenciál buňky (2)



Elektroencefalogram (ENG)

- Elektroencefalogram je grafické vyjádření stimulu a následného souhrnného akčního potenciálu v nervu.
- Amplituda do 10 mV, frekvence do 1 kHz
- Může být použit k měření rychlosti šíření stimulu nebo akčního potenciálu v nervu pomocí např. jehlových elektrod.
- Typické rychlosti šíření
 - 45-70 m/s v nervových vláknech
 - 0.2-0.4 m/s v srdečním svalu
 - 0.03-0.05 m/s ve zpožďovacích vláknech mezi srdeční předsíní a komorou
- Některá nervová onemocnění mohou být provázena změnou rychlosti šíření.

Elektromyogram (EMG)

- Záznam elektrické aktivity, která vychází ze svalových vláken.
- Složení svalu: Sval \rightarrow pohybové jednotky \rightarrow poh. jednotka se skládá z nervové buňky (motoneuron) a jejího nervového výběžku a ze svalových vláken inervovaných tímto výběžkem.
- Pohybové jednotky velkých svalů pro hrubší pohyby obsahují stovky vláken, zatímco svaly pro přesné pohyby obsahují méně vláken.
- Pohybová jednotka stimulovaná nervovým signálem se stahuje a generuje elektrický signál, který je souhrnem akčních potenciálů buněk (SMUAP - single-motor-unit action potential).
- SMUAP bývá dvou až třífázový, 3-15ms, 100-300 μ V.
- EMG je součet či řetězec SMUAPů.

Elektromyogram (EMG) (2)

- Tvar EMG (SMUAP) závisí na typu elektrod, jejich pozici a projekci elektrického pole na elektrody. Může být ovlivněn různými nemocemi.



Figure 1.8 Examples of SMUAP trains. (a) From the right deltoid of a normal subject, male, 11 years; the SMUAPs are mostly biphasic, with duration in the range 3 – 5 ms. (b) From the deltoid of a six-month-old male patient with brachial plexus injury (neuropathy); the SMUAPs are polyphasic and large in amplitude (800 μV), and the same motor unit is firing at a relatively high rate at low-to-medium levels of effort. (c) From the right biceps of a 17-year-old male

Elektrokardiogram (EKG)

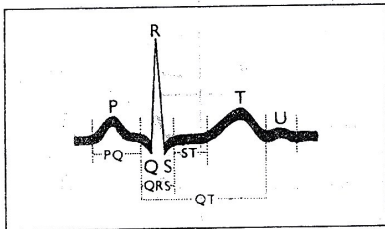
- Elektrický projev srdeční aktivity získaný povrchovými elektrodami.
- Amplituda do 1 mV, frekvence do 150 až 500 Hz
- Srdce → dvě předsíně a dvě komory.
- Odpočinková a plnicí fáze → diastola, kontrakce → systola.
- Srdeční tep (normálně 70 BPM, max. až 200 BPM) je kontrolován SA (sinoatriálním) uzlem.

Elektrokardiogram (EKG) (2)

■ Sekvence událostí:

- 1 Signál z SA uzlu.
- 2 Pomalé šíření elektrické aktivity srdečním svalem způsobující pomalý stah předsíně (P vlna).
- 3 PQ segment, zpoždění řízené AV uzlem. Pauza pomáhá k dokončení toku krve z předsíní do komor.
- 4 Hisův svazek a Purkyňova vlákna šíří vysokou rychlostí stimul do komor.
- 5 Rychlá depolarizace (kontrakce) komor, QRS komplex, dvou nebo třífázový, amplituda 1 mV, trvání kolem 80ms.
- 6 Relativně dlouhý akční potenciál svalových buněk srdečních komor (300-350 ms) způsobuje isoelektrický ST segment délky 100-120 ms po QRS.
- 7 Repolarizace (uvolnění) komor způsobuje pomalou T vlnu, 120-160 ms.

Elektrokardiogram (EKG) (3)



Obr. 8 Normální EKG křivka

vlny:	kmity:	
P	Q	interval PQ (PR)
T	R	úsek ST
U	S	interval QT
(aT)		

Přehled podstaty jednotlivých vln a kmitů:

Depolarizace síní	vlna P
Repolarizace síní	aurikulární T (aT) - je ploše negativní a bývá skryto v QRS komplexu
Depolarizace komor	QRS komplex
Repolarizace komor	ST úsek a T vlna

Elektrokardiogram (EKG) (4)

- Změny vůči normálnímu srdečnímu rytmu se nazývají arytmie, existuje jich velká řada.
- Měření EKG: Standardní 12ti svodové EKG má 4 končetinové a 6 hrudních svodů.
- Fetální EKG: EKG plodu v těle matky, amplituda do $100\mu V$, frekvence do 150 Hz

Pulzní saturace (SpO₂)

- Pulsní oxymetrie je neinvazivní, opticko-elektronická metoda, měřící v pulsující části arteriální krve procentuální saturaci arteriální krve kyslíkem.
- SpO₂ udává procentuální poměr mezi množstvím hemoglobinu právě navázaného s O₂ a hemoglobinu schopného vázat O₂.
- Častý způsob měření: prosvěcování prstu pacienta. Intenzita průchozího světla se mění s hustotou arteriální krve.

Elektroencefalogram (EEG)

- Snímá elektrickou aktivitu mozku standardně 10-20 elektrodami na hlavě.
- Velmi slabý signál, řádově desítky μV .
- Velmi složitá data \rightarrow akční potenciály milionů neuronů. Součet rozličné aktivity mnoha malých zón kortikální vrstvy pod elektrodou.
- Data zpracovány 75 Hz low-pass filter.
- Nejznámější periodické aktivity v EEG (rytmy):
 - Delta: $0.5 \leq f < 4\text{Hz}$ a Theta: $4 \leq f < 8\text{Hz}$ \rightarrow identifikátory různých spánkových stadií. V bdělém stavu u dospělých jsou patologickým příznakem.
 - Alfa: $8 \leq f < 13\text{Hz}$ \rightarrow u dospělých v occipitální oblasti hlavy při zavřených očích.
 - Beta: $f > 13\text{Hz}$ \rightarrow běžná aktivita v napjatém či nějak uzkostlivém stavu. Chybí-li \rightarrow abnormalita.

ERP - Event-Related Potencial, Evokované potenciály

- Technika při které se používá přesně definovaná stimulace pro excitaci příslušného mozkového (nervového) analyzátoru a následně se měří EEG nebo ENG reakce.
- Stimulace: zrakové, sluchové, elektrické, somatosenzorické.
- ERP mohou mít krátkou nebo dlouhou latenci (zpoždění reakce). První mohou záviset na vlastnostech stimulace, druhé zase více na podmínkách, za kterých jsou pořizovány.
- Malá intenzita 1-30 μV
- Příklad ERP: P300 (P znamená pozitivní, 300 znamená latenci v ms), VEP (visually evoked potential), SSVEP (steady state visually evoked potential)

PCG - akustický srdeční pulz, též fonokardiogram

- Nejznámější biosignál - poslouchán fonendoskopem (stetoskopem).
- Zvukové projevy tlaku v celém kardiovaskulárním systému (jako nafouknutý balonek). Nikoliv pouze pohyb srdeční chlopně jak se původně myslelo.
- Měření mikrofony, tlakové senzory, čidla zrychlení apod.
- Diagnostika: šelesty.
- Hlavní části: S1 a S2. S1: kontrakce komor a) pohyb krve směrem ke komorám utěsněné AV chlopní b) náhlé napětí uzavřené AV chlopně zadržující krev c) otevření chlopní a vypumpování krve z komor, S2 po systolické pauze: uzavření pľmšícových chlopní a) srdeční b) pľicní. Někdy může být slyšet i S3 odpovídající náhlému ukončení plnicí fáze komory (hluboké frekvence).
- Frekvenční rozsah S1: 15-800 Hz, S2: 25-800 Hz, S3 a S4: 10-40 Hz

PCG - akustický srdeční pulz (2)

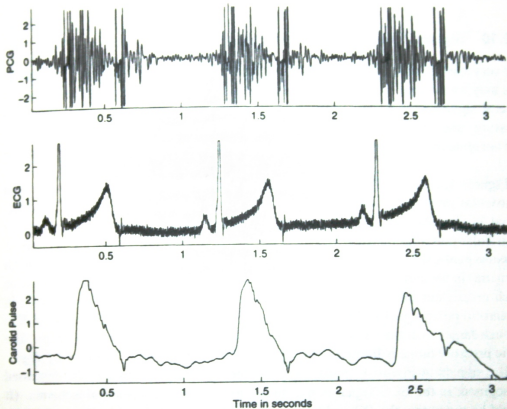


Figure 1.26 Three-channel simultaneous record of the PCG, ECG, and carotid pulse signals of a patient (female, 11 years) with aortic stenosis. Note the presence of the typical diamond-shaped systolic murmur and the split nature of S2 in the PCG.

CP - karotický pulz

- Signál vzniká měřením tlaku v krkavici na krku v místě, kde prochází blízko povrchu těla.
- Signál je vhodným doplňkem PCG.
- Vzniká vypuzením krve z levé komory do aorty. Vrcholem vzniká vlna P, následná rovina křivky T způsobená odrazem pulzu z horní části těla, uzávěr srdeční chlopně - stupínek D a odraz pulzu z dolní části těla DW.

Další biosignály

- EOG → Elektrookulogram, amplituda do 10 mV, frekvence do 100 Hz
- EGG → elektrogastrogram. Depolarizace a repolarizace hladké svaloviny ze střední části žaludku. Ne každá aktivita však odpovídá kontrakcím žaludku. Diagnostický potenciál EGG není zcela potvrzen.
- VMG → vibromyogram. Mechanický projev kontrakce svalů (vibrace) doprovázející EMG.
- VAG → vibroarthrogram. Vibrace kolenního kloubu během pohybu.
- OAE → otoakustická emise. Akustická energie vydávaná Cortiho orgánem (hlemýžď středního ucha): spontánní nebo odezva na akustickou stimulaci.

Cíle měření biologických signálů

- sběr informací
- detekce
- diagnostika
- léčba, řízení
- vyhodnocování (např. účinnosti léčby)

Způsoby získávání dat

- invazivní - neinvazivní (umístění čidel uvnitř nebo vně těla)
- aktivní - pasivní (stimulace nebo bez)





Důležité vlastnosti měřící techniky

- izolace subjektu - odstranění nebezpečí úrazu elektrinou
- rozsah operací, parametrů, signálů
- citlivost
- linearita
- hystereze - závislost stavu na stavech předchozích může způsobovat odchylku v měření
- frekvenční odezva - různá citlivost na frekvence
- stabilita - opakovatelnost pokusů
- poměr signál/šum → signal-to-noise ratio (SNR)
- přesnost

Akustické signály

- Lidská řeč
- Hudební signály
- Senzory
 - mikrofony - dynamické, kondenzátorové, lampové
 - snímače - magnetické, piezoelektrické
- Příklady zpracování:
 - řeč - rozpoznávání, odšumování, komprese
 - hudba - separace nástrojů, sledování rytmu, přepis melodie, zlepšování, efekty

Literatura

-  J. Svatoš, *Biologické signály I.*, Nakladatelství ČVUT, 1992.
-  J. Holčík, *Modelování a simulace biologických systémů*, Nakladatelství ČVUT, 2006.
-  B. Porat, *A Course in Digital Signal Processing*, John Wiley & Sons, New York, 1997.
-  R. M. Rangayyan, *Biomedical Signal Analysis: A Case Study*, John Wiley and Sons, 2002.

Část II

Opakování základů zpracování signálů

Diskrétní Fourierovy transformace

- DTFT signálu $x[n]$, $n \in \mathbb{Z}$

$$X^F(\theta) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n]e^{-in\theta}, \quad \theta \in (-\pi, \pi]$$

- Je-li $x[n]$ konečný délky N , $n = 0, \dots, N-1$, pak

$$X^F(\theta) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-in\theta}, \quad \theta \in (-\pi, \pi].$$

- DFT je definovaná pro konečný signál N hodnotami $X^F(\theta)$ rovnoměrně rozmístěnými na intervalu $\theta \in [0, 2\pi)$, tedy v bodech $\theta_k = k\frac{2\pi}{N}$, $k = 0, \dots, N-1$, tedy

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-ink\frac{2\pi}{N}}, \quad k = 0, \dots, N-1.$$

Diskrétní Fourierovy transformace (2)

- Rychlý výpočet DFT: FFT
- Prodloužení signálu $x[n]$ o M nul: DTFT $X^F(\theta)$ zůstává stejná, ale DFT se mění tím, že vyhodnocuje DTFT v $N + M$ bodech, tedy dojde k jemnějšímu dělení intervalu $[0, 2\pi)$.
- DFT využíváme k neparametrickému odhadu spektra, nejčastěji metodou okének (Welchova metoda).

Obecné vlastnosti LTI systémů a filtrů

LTI systém (diskrétní) se vstupním signálem $x[n]$ a výstupním signálem $y[n]$:



$$y[n] = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} h[k]x[n-k],$$

kde $h[n]$ je impulzní odezva systému

■ Přenosová funkce: Z-transformace

$$H(z) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} h[k]z^{-k},$$

kde $z \in \mathbb{C}$, konkrétněji $z \in \text{ROC}$, kde ROC (Region-of-convergence) je oblast konvergence řady

Obecné vlastnosti LTI systémů a filtrů (2)

- DTFT transformace \times Z-transformace

$$H^F(\theta) = H(e^{i\theta}) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} h[k]e^{-ik\theta}, \quad \theta \in (-\pi, \pi]$$

- Vzorkovací teorém: $\theta = \omega T_s = 2\pi \frac{f}{f_s}$
- Obecné vlastnosti LTI systémů:
 - stabilní (ROC obsahuje jednotkovou kružnici - existuje DTFT) \times nestabilní
 - kauzální (ROC obsahuje ∞) \times nekauzální
 - $h[n]$ konečná (FIR) \times nekonečná (IIR)
- Filtr: Stabilní LTI systém nazýváme filtr.

Specifikace filtru

$$H^F(\theta) = |H^F(\theta)|e^{i\psi(\theta)},$$

- kde $|H^F(\theta)|$ je *magnituda* filtru (v decibelech $20 \log_{10}(|H^F(\theta)|)$) a
- $\psi(\theta)$ je *fáze*

$$\psi(\theta) = \begin{cases} \arctan2(\Im[H^F(\theta)], \Re[H^F(\theta)]) & H^F(\theta) \neq 0 \\ \text{nedefinovaná} & H^F(\theta) = 0, \end{cases}$$

kde $\arctan2(y, x) = \alpha$, $\alpha \in (-\pi, \pi]$, kde platí
 $\cos(\alpha) = \frac{x}{\sqrt{x^2+y^2}}$ a $\sin(\alpha) = \frac{y}{\sqrt{x^2+y^2}}$.

Kauzální filtry s reálnými koeficienty a racionální přenosovou funkcí

- Zkratka: RCSR filtr (real, causal, stable, rational)
- Vztah vstupu a výstupu je popsán diferenční rovnicí

$$y[n] + a_1 y[n-1] + \dots + a_p y[n-p] = b_0 x[n] + \dots + b_q x[n-q],$$

kde $a_p \neq 0$ a $b_q \neq 0$. V Matlabu příkaz `filter`.

- Přenosová funkce je racionální v proměnné z^{-1}

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_q z^{-q}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_p z^{-p}} = \frac{b(z^{-1})}{a(z^{-1})}.$$

Kauzální filtry s reálnými koeficienty a racionální přenosovou funkcí (2)

- *Póly* přenosové funkce $H(z)$ jsou kořeny polynomu $a(z^{-1})$, které zároveň nejsou kořenem $b(z^{-1})$, anebo jsou-li kořenem $b(z^{-1})$ potom nižšího řádu než v $a(z^{-1})$.
- Podmínka stability: póly musí ležet uvnitř jednotkového kruhu.

V ROC nemůže ležet žádný pól. Jelikož je filtr kauzální (vyplývá z tvaru diferenční rovnice), ROC je určena největším pólem v absolutní hodnotě (začátek ROC) a nekonečnem. Proto chceme-li, aby byl zároveň i stabilní, musí ROC obsahovat jednotkový kruh a tedy největší pól musí mít menší velikost než jedna. Jinými slovy všechny póly musí ležet uvnitř jednotkového kruhu.

- Analogicky definujeme *nuly* $H(z)$ jako kořeny $b(z^{-1})$.

Specifikace filtrů podle magnitudy

- Většinou chceme navrhnout filtr, který propouští nebo potlačuje frekvence v určitém pásmu.
- Ideální charakteristiky *nelze* dosáhnout pomocí RCSR filtru.
- Proto volíme určité tolerance. Př. Low-pass (LP) filtr: rozsah v propustném pásmu $1 \pm \delta$, hranice propustného pásma θ_P , hranice nepropustného pásma θ_S , tolerance v nepropustném pásmu δ_S .
- Analogicky definujeme high-pass, band-pass, band-stop, multi-band

Filtry se (zobecněnou) lineární fází

- Př. zpoždění o L vzorků $h[n] = \delta[n - L]$, $H(z) = z^{-L}$,
 $H^F(\theta) = e^{-i\theta L} \implies \phi(\theta) = -L\theta$
- Myšlenka: V propustném pásmu chceme $\phi(\theta)$ lineární, aby zde byl signál pouze zpožděn o L vzorků (nezmění se jeho "tvar")
- Zobecněná lineární fáze: $\phi(\theta) = \phi_0 - \theta\tau_g$, kde ϕ_0 je konstanta a τ_g nazýváme skupinové zpoždění

$$\tau_g(\theta) = -\frac{d\phi(\theta)}{d\theta}$$

- Filtr se zobecněnou lineární fází má konstantní skupinové zpoždění

RSCR filtry se zobecněnou lineární fází

Pro RCSR filtr s lineární (zobecněnou) fází platí

- Má konečnou impulsní odezvu (je FIR)
- Fázové nebo skupinové zpoždění je rovno polovině jeho řádu N
- Impulzní odezva filtru $h[n]$ je buď
 - symetrická, tedy $h[n] = h[N - n]$ a platí $\phi_0 = 0$ nebo
 - antisymetrická, tedy $h[n] = -h[N - n]$ a platí $\phi_0 = \frac{\pi}{2}$.

Metody návrhů filtrů

- FIR: metoda zkracování ideální impulzní odezvy (metoda okének)
- IIR: Návrh analogového filtru (např. Butterworthův, Čebyševův, Eliptický) + digitalizace (např. bilineární transformace)
- Existuje celá řada jiných metod: přehled v Matlabu, příkaz `fdatool`.

Tento materiál vznikl v rámci projektu ESF CZ.1.07/2.2.00/28.0050

Modernizace didaktických metod a inovace výuky technických předmětů,
který je spolufinancován Evropským sociálním fondem a státním rozpočtem ČR.