

# Biosignály z pohledu biofyziky/analogový přenos signálu

## Analogový přenos signálu

Naznačený způsob **snímání, zpracování (zesílení), přenosu a registrace** signálu nazýváme **analogovým**, neboť všechny veličiny se zde mění **spojitě**, i když jejich fyzikální podstata se v průběhu přenosu signálu může měnit.

V našem příkladu s gramofonovou deskou nejprve nějaký akustický tlak vyvolá jemu příslušnou mechanickou výchylku membrány mikrofону. Tato mechanická výchylka vyvolá změnu napětí na mikrofónu, změny napětí se zesilují zesilovači, jejichž výstupní proud pohybuje rydlem. Při přehrávání záznamu je mechanický pohyb gramofonové jehly převáděn na elektrické změny, ty jsou opět zesilovány a výstupem zesilovače převedeny do kmitání cívky, rozechvívající membránu reproduktoru, která působí změny tlaku vzduchu. Ty se dále šíří prostorem jako akustický signál až k bubínku posluchače, který je stejně jako membrána převádí na pohyb středoušních kůstek.

Podstatné v tomto řetězci příčin a následků je, že byť je fyzikální podstata veličin různá, jejich průběh v čase je obdobný, neboli **analogický: průběh mechanické výchylky je analogický tlaku, který ji způsobil**. Obdobně je průběh vzniklého napětí analogický této výchylce, průběh napětí a proudu na výstupu zesilovače je analogický vstupním hodnotám atd. Průběhy všech těchto veličin jsou tedy nějakým způsobem **analogické průběhu zkoumaného signálu**. Podle této analogie se tento způsob zpracování nazývá **analogovým** (nikoliv analogickým!) a je charakterizován tím, že **všechny** veličiny, reprezentující daný signál, se v daném **řetězci** mění **spojitě**.

### Představa ideálního analogového přenosu

V ideálním případě by průběh signálu na výstupu celého řetězce byl zcela analogický průběhu na jeho vstupu, tj. mohl by se lišit pouze svou fyzikální podstatou a jeho průběh na výstupu by byl věrnou podobou jeho původního průběhu. Mohli bychom si například vroucně přát, aby si jednotlivé analogové veličiny byly **vzájemně úměrné**: aby okamžitá výchylka membrány byla přímo úměrná okamžitému akustickému tlaku, který ji způsobil; aby napětí na mikrofónu zesilovače bylo přímo úměrné jeho výchylce; aby výstupní proud zesilovače byl přímo úměrný vstupnímu napětí; aby výchylka membrány reproduktoru byla přímo úměrná tomuto proudu; aby výsledný akustický tlak byl přímo úměrný této výchylce; aby výchylka ušního bubínku byla přímo úměrná akustickému tlaku; atd. V takovém ideálním případě bychom pak mohli nějaký výstupní signál  $y(t)$  vyjádřit pomocí vstupního signálu  $x(t)$  jako

$$y(t) = A \cdot x(t) \quad (1)$$

kde  $A$  by byla **konstanta úměrnosti**.

### Zesílení signálu

V případě, že by  $x(t)$  i  $y(t)$  měly stejný fyzikální charakter, tj. jednalo by se o stejné veličiny – např. elektrická napětí, představovala by konstanta  $A$  fyzikálně bezrozměrnou veličinu:

$$A = \frac{y}{x} \quad (2)$$

Obě veličiny  $x$ ,  $y$  můžeme vzájemně porovnat. Pokud při tom zjistíme, že  $y(t) > x(t)$  (3)

Pak bude  $A > 1$  (4)

Toto číslo nazveme **zesílením**. V našem příkladě, pokud by  $x(t)$  i  $y(t)$  představovalo průběh vstupního a výstupního napětí, jednalo by se o napěťové zesílení, neboť tato konstanta úměrnosti bude vyjadřovat, kolikrát je výstupní napětí vyšší než napětí vstupní. Jinými slovy, kolikanásobně se vstupní napětí zesílí.

### Zisk

Jelikož v případě zesílení se jedná o poměrné číslo, s výhodou k jeho vyjádření používáme **logaritmické jednotky**, známé jako **decibel [dB]**. Hovoříme pak o **zisku**, například zesilovač zesilující **napětí** 1000krát bude mít zisk 60 **dB**, neboť:

$$\text{počet } dB = 20 \log \frac{U_2}{U_1} \quad (5);$$

v případě elektrického **proudu**:

počet  $dB = 20 \log \frac{I_2}{I_1}$  (6);

a v případě **výkonu**:

počet  $dB = 10 \log \frac{P_2}{P_1}$  (7).

Proč v případě napětí či proudu násobíme dvaceti, zatímco v případě výkonu jen deseti? Odpověď je jednoduchá: protože výkon (při stejné impedanci) závisí na druhé mocnině napětí či proudu, a logaritmus druhé mocniny spočteme jako dvojnásobek logaritmu.

Podobným způsobem musíme uvažovat i v případě **neelektrických veličin**, např. při výpočtu zvukové hladiny z poměru intenzit zvuku (**intenzita zvuku** má charakter výkonu – je to výkon vztažený na jednotku plochy – proto budeme násobit jen **deseti**). Tyto skutečnosti je nutno mít bedlivě na pozoru, jinak se dopustíme značných řádových chyb – zesilovač se ziskem **60dB**, který jsme si uvedli před chvílí za příklad, nebude zesilovat výkon tisíckrát, ale milionkrát!

## Ztráta, útlum

Pokud je  $y(t) < x(t)$  (8)

což je obvyklý případ **pasivního vedení**, ve kterém dochází ke **ztrátám během přenosu**, anebo u **pasivních filtrů** apod., nehovoříme samozřejmě o zesílení signálu, ale naopak o jeho **útlumu**, který rovněž vyjadřujeme v **decibelech**. Vztahy pro výpočet jsou zcela analogické těm výše uvedeným, s tím rozdílem, že musíme dát pozor na znaménko: běžně řekneme, že ztráta signálu během přenosu byla **10dB**, aniž bychom uváděli znaménko mínus.

## Převodní konstanta

V případě, že veličiny  $x(t)$  a  $y(t)$  mají rozdílný fyzikální charakter, nemůžeme je takto jednoduše poměřovat – nelze říci, že proud **2A** je dvakrát větší než napětí **1V** a záleží zde také na zvolených jednotkách. Proto má **konstanta úměrnosti A** ve vztazích (1) a (2) zcela určitý **fyzikální rozměr** a není to jen bezrozměrné číslo jako v případě zesílení či útlumu. Příslušný fyzikální rozměr získáme vydělením fyzikálních jednotek výstupního a vstupního signálu. Například, je-li vstupním signálem soustavy napětí na vstupu zesilovače, udávaná v **mV**, a výstupním signálem výchylka pisátka v **cm**, udáváme převodní konstantu v  $\frac{mV}{cm}$ .

Nebývá zvykem skutečně provádět naznačené dělení, tj. namísto hodnoty  $1 \cdot \frac{mV}{cm}$  zpravidla nepíšeme  $0,1 \cdot \frac{V}{m}$ , ale z praktických důvodů ponecháváme v daném poměru obě jednotky. Někoho by mohlo napadnout provést

krácení jednotek: například při registraci tlaku by si převodní konstantu např.  $1 \cdot \frac{kPa}{cm}$  mohl upravit na

$1 \cdot \frac{kN \cdot cm}{m^2}$  a posléze napsat  $1 \cdot \frac{kN}{m^3}$ , což rovněž nedává valný smysl.

Jako poslední příklad tohoto druhu si uvedme zesilovač – převodník proud  $\rightarrow$  napětí, který na změnu vstupního proudu o **1mA** reaguje změnou výstupního napětí o **1V**. V tomto případě dostáváme převodní konstantu  $\frac{1V}{1mA}$ ,

což přímo svádí podle Ohmova zákona provést naznačené dělení a uvést výsledek **1Ω**. Ale ano! Vždyť přece pouhý odpor o velikosti **1kΩ** může fungovat jako právě popsaný převodník: při změně proudu o **1mA** se úbytek napětí na něm změní právě o **1V**. Tato úvaha je chybná v tom, že takový odpor by na místě převodníku soudu ve většině případů asi nevyhověl, právě pro svůj příliš velký vstupní odpor. A u skutečného převodníku se zpravidla jeho vstupní a výstupní impedance liší, proto se ani v tomto posledním příkladu nejedná o nějakou úpravu jednotky jako smysluplný.

**Přenosové charakteristiky** při analogovém přenosu budeme podrobněji zkoumat v oddíle 2.5.

## Kalibrační signál

V prakticky konstruovaných zařízeních bývá zvykem umožnit zavedení tzv. **kalibračního signálu** na **vstup** celého systému. Například u EEG takovým signálem může být obdélníkový průběh či jednotlivý impuls s amplitudou **100μV** a trváním (šířkou impulsu) **1s**. Zapsáním takového signálu na výstup zařízení – na pohyblivý papír – si můžeme celé zařízení ocejchovat a ověřit si skutečnou velikost jeho převodní konstanty, a to pro obě jednotky v daném souřadném systému (napětí i čas) zároveň.

Poznamenejme na tomto místě, že původně obdélníkový signál se na výstupu zpravidla nezobrazí jako čistý obdélník, ale spíš jako nějaký silně pokřivený "obdélník", jehož strany budou tvořeny zaoblenými křivkami, přesněji řečeno exponenciálními průběhy. Přesný tvar tohoto zakřivení má také svůj význam, neboť nás informuje o aktuálním nastavení parametrů přenosového řetězce, konkrétně o nastavení **časové konstanty** (ovlivňuje přenos nízkých frekvencí) a **filtru** (omezuje vysoké frekvence). Říkáme, že došlo ke **zkreslení signálu** v jeho přenosové

cestě – a v tomto speciálním případě se jedná o jeho **úmyslné zkreslení**, jehož hlavním smyslem je **potlačení nežádoucích artefaktů**. Kromě tohoto omezujícího působení ovšem nastavené zkreslení ovlivňuje a **zkresluje i průběh žádoucího signálu**, a proto je nutné, aby s ním lékař, který záznam vyhodnocuje a popisuje, počítal.

Působení takovýchto filtrů na složitější průběhy signálů ovšem není zcela triviální a proto, k nelibosti mnohých, není možné příslušné pasáže z teorie zcela pominout. Utěchou nám budiž, že pro nabyté znalosti najdeme nakonec mnohem širší uplatnění, než bychom zprvu očekávali.

## Odkazy

### Zdroj

- HEŘMAN, Petr. *Biosignály z pohledu biofyziky*. 1. vydání. Praha : Dúlos, 2006. 63 s. ISBN 80-902899-7-5.

### Doporučená literatura

- AMLER, Evžen, et al. *Praktické úlohy z biofyziky I*. 1. vydání. Praha : Praha: Ústav biofyziky 2. lékařské fakulty UK, 2006.
- HRAZDIRA, Ivo. *Biofyzika : učebnice pro lékařské fakulty*. 2. vydání. Praha : Avicenum, 1990. ISBN 80-201-0046-6.
- KHAN, M. I. Gabriel. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vydání. Praha : Grada, 2005. ISBN 80-247-0910-4.
- KOMÁREK, Vladimír, et al. *Dětská neurologie*. 1. vydání. Praha : Galén, 2008. ISBN 80-7262-492-8.
- ROSINA, Jozef, et al. *Lékařská biofyzika*. 1. vydání. Praha : Manus, 2000. 0 s. ISBN 80-902318-5-3.
- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Biofyzika v medicíně*. 1. vydání. Praha : Manus, 2003. 398 s. ISBN 8086571033.
- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vydání. Praha : Grada, 2005. ISBN 80-247-1152-2.