Biosignály z pohledu biofyziky/přenosová soustava

Systém, kterým signál prochází, můžeme nazvat **přenosovou soustavou**, jak je běžně nazýván např. ve sdělovací a přenosové technice, kde celá soustava k přenosu telefonního signálu zahrnuje koncové účastnické stanice (telefonní aparáty, mobily), telefonní vedení či rádiový přenos, ústředny, retranslační stanice atd. V medicíně pro nás takovou přenosovou soustavou může být **např. cesta akustického podnětu** od jeho zdroje, šířeného vzduchem, přes ušní bubínek a celý převodní systém do hlemýždě a dále přes různá nervová ganglia mozkového kmene atd. až do mozkové kůry, kde si podnět můžeme uvědomit a reagovat na něj. Pro jednoduchost budeme v dalším výkladu budeme takovýto **přenosový řetězec** nazývat prostě "**systémem**", česky "**soustavou**".

Model systému

S pojmem systému je úzce spjat **pojem modelu**. Model nám představuje určitý stupeň **abstrakce** od reálně fungujícího systému, například můžeme abstrahovat od jeho fyzikální podstaty a tím pádem i od konkrétních fyzikálních veličin, které působí na jeho vstupech a výstupech. Uvedeme se několik příkladů:

Strukturní model

U strukturního modelu se snažíme nějak zachytit jednotlivé **struktury** zkoumaného systému a vztahy mezi nimi.

Funkcionální model

V případě funkcionálního modelu **abstrahujeme od** všech vnitřních **struktur** zkoumaného systému a zajímáme se pouze o vstupní a výstupní hodnoty systému. Často v této souvislosti používáme pojem "**černá skříňka**" (**black-box**) – skříňka, kterou nemáme možnost otevřít a podívat se, co je uvnitř, ale pouze z jejích **reakcí na vnější podněty** se snažíme "uhodnout" a namodelovat její chování.

Fyzikální model

Jednou z možností je vytvořit ke zkoumanému systému jiný **analogický systém**, který, byť jeho fyzikální podstata bude zcela jiná, se bude chovat nějakým způsobem analogicky jako původní systém. Takovéto modelování může mít význam například tehdy, pokud jako model pro dosud málo prozkoumaný systém zvolíme systém, jehož chování jsme již měli možnost prozkoumat, snáze se s ním manipuluje apod. Například impedanci kůže při průchodu elektrického proudu si můžeme modelovat soustavou odporů a kondenzátorů anebo zase kmitání elektrického proudu v LC obvodu si můžeme představovat jako průtok kapaliny potrubím mezi vodními nádržemi (hydrodynamický model).

Matematický model

V matematickém modelu již zcela **abstrahujeme od fyzikální reality** a průběh všech veličin v čase si představujeme jako **matematické funkce**. Zkoumaný systém pak reprezentujeme např. **soustavou diferenciálních rovnic**, jejímž řešením (**integrací**) dostaneme hledané průběhy veličin, které nás zajímají - například koncentrace farmak či jiných látek v různých částech organizmu.

Počítačový model

Vzhledem k obtížím a zdlouhavosti řešení soustav složitých rovnic byly již od poloviny dvacátého století používány **analogové počítače**, ve kterých různé fyzikální veličiny byly představovány velikostí napětí, a diferenciální rovnice byly modelovány propojováním množství **operačních zesilovačů** (integrátorů) pomocí kabelů. S rozvojem číslicové techniky byly postupně analogové počítače nahrazeny digitálními a namísto propojování pomocí kabelů jsou zkoumané systémy modelovány **počítačovými programy**. Hovoříme také o počítačové **simulaci procesů**, neboť reálné procesy jsou napodobovány (simulovány) procesy počítačovými (počítačovým procesem nazýváme běh nějakého programu v čase).

Predikce

Jedním z častých důvodů, proč vůbec modelujeme nějaký systém, je možnost **predikce chování** daného systému na určité podněty. Abychom však mohli takovou predikci uskutečnit, musíme mít k disposici dostatečně přesný model. Hledáním takového modelu se zaobírá disciplína, které říkáme **identifikace systémů**.

Identifikace systémů

Identifikací systému rozumíme nalezení takového modelu, který co nejvěrněji odpovídá zkoumanému systému. Pokud již nalezneme vyjádření zkoumaného systému např. soustavou rovnic, ve které vystupují **neznámé parametry**, pak co nejpřesnější stanovení těchto parametrů nazýváme **parametrickou identifikací**.

Tato identifikace může probíhat i **iterativním způsobem**: Nejdřív provedeme hrubý odhad našeho systému, na základě kterého zkonstruujeme model systému v **prvním přiblížení**. Daný model otestujeme tím způsobem, že na jeho vstupy budeme pouštět stejné signály (**testovací vstupy**) jako na reálný systém, a budeme pozorovat shodu či neshodu výstupního signálu $y_S(t)$ modelu vzhledem k výstupnímu signálu $y_M(t)$ zkoumaného systému. (Jinými slovy, testujeme, do jaké míry je schopen náš model predikovat chování skutečného systému.) Oba signály zpravidla porovnáme pomocí funkce, kterou nazýváme **funkcí nesouhlasu** – často jí bývá například **součet** (či integrál) **druhých mocnin** vzájemných odchylek (nápodobně, jako když počítáme směrodatnou odchylku) – a tuto funkci se pak pomocí variace parametrů snažíme **minimalizovat**. Na základě zjištěných výsledků můžeme náš model zpřesnit a testovat v dalším kroku atd., což je princip iterace.

V dalším si ukážeme běžně užívanou **základní klasifikaci**, používanou při **funkcionální identifikaci** systémů:

Lineární statický systém s jedním vstupem

S příkladem tohoto nejjednoduššího systému jsme se již seznámili výše. Je to systém, u něhož si závislost výstupního signálu y na vstupním signálu x můžeme napsat ve tvaru lineární závislosti jejich okamžitých hodnot y(t) a x(t), viz vztah (1) nebo (30).

Jak jsme již poznali, lineární statický systém je jediným systémem, který nám dokáže přenést jakýkoliv signál bez zkreslení.

Lineární statický systém s více vstupy

V případě, že do systému může přicházet více signálů x1, x2, x3,... atd. najednou, budeme moci jeho výstup vyjádřit ve tvaru lineární kombinace jejich okamžitých hodnot:

$y(t) = a1\ x1(t) + a2\ x2(t) + a3\ x3(t) +\ldots + C$ (31)

Vidíme, že výstup systému je dán váženým součtem jeho vstupů – konstanty a1, a2, a3 atd. nazýváme **váhami** jednotlivých vstupů a jejich absolutní velikosti odpovídají významu, jakým se ten který vstup podílí na velikosti výstupu.

Jak vidíme, identifikace lineárních statických systémů je velmi jednoduchá. Stačí nám postupně přivést na každý vstup nějaký signál o známé velikosti, a z poměru výstupní a vstupní změny již snadno určíme velikost všech parametrů, které nám zcela popisují daný systém, tj. určují jeho reakci na libovolnou kombinaci vstupních signálů.

Později narazíme na pojem **sumační potenciál**. To je právě případ lineárního mnohavstupového modelu, ve kterém si představujeme, že snímaný biosignál je **váženým součtem** akčních potenciálů od množství různých buněk, které se šíří extracelulárním prostorem jako prostředím elektrolytu. Přitom zpravidla signál z bližších buněk bude zachycen s větší amplitudou (bude mít vysokou váhu) v porovnání s utlumenými signály vzdálenějších buněk (nižší váha); v tomto případě zde existuje výrazná závislost váhy na vzdálenosti a signál se nešíří daleko, proto je nazýván **near field** (například **EMG** při vyšetřování koncentrickou elektrodou snímá signály prakticky z oblasti velké řádově zlomek mm^3). Naproti tomu signál **EKG** (jak si vyzkoušíme v praktiku) se šíří z myokardu do celého těla bez znatelného útlumu – jeho amplituda bude prakticky stejná, ať bude snímán např. z blízkosti ramene anebo zápěstí. V tomto případě jsou váhy vyrovnané a takové potenciály, které se šíří tělem na velkou vzdálenost bez znatelného útlumu, nazýváme **far field**.

Vlastnosti lineárních systémů

Ze vztahů (30) a (31) nám lehce vyplynou dvě základní vlastnosti, pomocí kterých můžeme lehce předpovědět (modelovat) reakci systému na dosud neznámý signál na základě jeho reakce na nějaký známý signál: vidíme, že pokud změna vstupního signálu o určitou hodnotu Δx způsobí změnu výstupního signálu o Δy, pak např. **dvojnásobná změna vstupního signálu způsobí dvojnásobnou změnu na výstupu** atd., takže pro libovolnou konstantu k platí:

$\Delta y(k.\Delta x) = k.\Delta y(\Delta x)$(32)

Další vlastností lineárních systémů je **nezávislost jejich vstupů**, tj. absence jejich vzájemné interakce. Pokud reakce systému na podnět x_1 bude y_1 a reakce systému na podnět x_2 bude y_2, pak reakce systému na současné působení obou podnětů bude dána prostým součtem reakcí na jednotlivé podněty:

$y(x_1 + x_2) = y(x_1) + y(x_2)$(33)

Nelinearita živých systémů

Dovedeme si představit, že pokud se bude pacient po užití tablety acylpyrinu cítit lépe, pak že se po padesáti tabletách nebude cítit padesátkrát lépe. A podobně, po užití určitého množství analgetik, zapitých určitým množstvím alkoholu, nebude možno jeho stav nijak jednoduše odvodit ze situací, kdy bude podána pouze jedna z těchto látek, **nemůžeme zanedbat jejich vzájemnou interakci**. Krátce řečeno, **živé organismy se nechovají zrovna lineárně**.

Teoreticky vzato, lineární systémy by byly schopny zpracovat vstupní signály v libovolně velkém rozsahu, a rovněž jejich odpovědi by byly neomezené. Proto již pouhá **existence určitých limitních hodnot nutně omezuje možnost lineárního chování** – a je to tak dobře. Bez nadsázky můžeme říci, že **nelinearita leží v samé**

podstatě života. Naskytá se proto otázka, jaký má pro nás smysl zabývat se lineárními systémy?

Praktická odpověď je, že **lineární závislost je asi tou nejjednodušší matematickou závislostí**, kterou jsme se naučili používat, a že jakékoliv nelinearity nám velmi komplikují situaci. Proto se **snažíme použít lineární model všude tam, kde je to možné** – jinými slovy, často **linearizujeme problém** i tam, kde je nám známa existence určitých nelinearit. Popravdě řečeno, i **v případě nelineárních závislostí** se nám může podařit najít určité **oblasti, ve kterých můžeme považovat závislost za lineární**: z nauky o pružnosti a pevnosti materiálů například víme, že při malém mechanickém napětí je prodloužení drátu úměrné působící síle, tj. platí lineární Hookův zákon; teprve při dalším růstu napětí se dostáváme do nelineární oblasti, následuje oblast plastických (ireverzibilních) deformací a nakonec destrukce materiálu. Podobně ve výše uvedeném příkladě můžeme v určitém rozumném rozmezí předpokládat, že výše alkoholu v krvi může být přibližně přímo úměrná množství zkonzumované lihoviny. **Lineární přiblížení tak většinou představuje první přiblížení k problému**.

Druhou odpovědí na otázku je, že abychom mohli zkoumat nelineární závislost v případech, kdy je nelinearita problému zásadní, nepřehlédnutelná, je nutno být seznámen s lineárním řešením – právě proto, abychom dokázali danou **nelinearitu správně identifikovat**.

Nelineární statický systém

V případě nelineárního statického systému, kdy nevystačíme s lineární závislostí, si v obecném případě vyjádříme hodnotu výstupní veličiny (signálu) y jako nějakou nelineární funkci vstupní veličiny (signálu) x, tj obecnou funkci, tvar jejíhož grafu je jiný než přímkový:

$y = f(x)$(34)

V případě systému s více vstupy x_1, x_2,..., x_n pak musíme v obecném případě uvažovat funkci více proměnných:

$y = f(x_1, x_2,..., x_n)$(35)

V obecném případě může f(x) představovat libovolnou funkci, zadanou třeba naměřenou tabulkou funkčních hodnot. V průběhu identifikace se pak například můžeme snažit o nalezení nějakého analytického vyjádření této funkce.

Zkreslení procházejícího signálu, **způsobené nelineárním systémem**, nazýváme **nelineárním zkreslením**. Znamená to například, že procházející sinusový signál změní svůj průběh na nesinusový, pokřivený signál, který kromě základní frekvence bude obsahovat i **vyšší harmonické složky**. Tímto způsobem také můžeme neznámý systém **identifikovat**.

Statické a dynamické systémy

Výše uvedeným statickým systémům rovněž říkáme "**systémy bez paměti**", neboť jejich současný stav je pouze funkcí vstupních signálů v přítomném okamžiku a nijak nezávisí na jejich průběhu v minulosti. Hodnota výstupu je proto dána hodnotami vstupu v tomtéž (libovolném) časovém okamžiku, tj. nalezená funkční závislost je časově nezávislá, výstup je funkcí vstupu. Proto, jak jsme postřehli, bylo zbytečné uvažovat vstupní a výstupní signály jako funkce času, a namísto x(t), y(t) stačilo psát jen x, y. Pozor! **Statický systém neznamená, že by nemohl zpracovávat časově proměnné signály**. Samozřejmě, že může, signály x(t) a y(t) jsou funkcemi času. Rozhodující je, že statický systém na ně reaguje stejným způsobem, ať už se mění anebo nemění. Jeho způsob reagování je nezávislý na čase, nikoli jeho reakce.

Jinými slovy, **stav takového systému je plně dán hodnotou jeho výstupních hodnot**, neexistuje nějaká skrytá proměnná hodnota, která by se spolupodílela na vytváření výstupu.

Naproti tomu **dynamické systémy** jsou takové, u kterých průběh vstupních signálů hraje podstatnou roli. Jinými slovy, systém si nějakým způsobem "**pamatuje**" průběh svých vstupních signálů v minulosti a na základě této "znalosti" teprve vytváří výstupní signál.

Ještě jinými slovy, výstupní hodnotu $y(t_1)$ v nějakém časovém okamžiku t_1 už nemůžeme vyjádřit jako nějakou funkční hodnotu vstupní hodnoty $x(t_1)$ v tomtéž časovém okamžiku t_1, jak tomu bylo u statických systémů, ale tato hodnota může záviset na celém dosavatním průběhu vstupního signálu x(t) pro všechna $t < t_1$. Matematický předpis, který nějakému číslu přiřazuje jiné číslo, jsme zvyklí nazývat funkcí. Pokud ale nějaké celé funkci (nikoli jen funkční hodnotě) přiřadíme číslo, nazýváme toto přiřazení **funkcionálem**. Tedy, výstupní hodnota $y(t_1)$ dynamického systému nebude v obecném případě funkcí, ale **funkcionálem** vstupního signálu pro všechna $t \in (-\infty, t_1)$.

Lineární dynamický systém

Nejjednodušším lineárním dynamickým systémem, který si asi dokážeme představit, je systém, který nezpůsobí nic jiného, než pouhé zpoždění procházejícího signálu. Pokud je zpoždění libovolného signálu τ, pak výstup takového systému v libovolném čase t můžeme napsat jako

$y(t) = x(t - \tau)$(36)

V obecném případě můžeme výstup lineárního dynamického systému vyjádřit integrálem, probíhajícím v intervalu $(-\infty, t)$:

$$y(t) = \int_{-\infty}^{t} h(t-\tau)x(\tau)d\tau \quad (37)$$

Takovýto integrál nazýváme **konvolutorním integrálem** (krátce **konvolucí**) a funkci h(t), definovanou pro všechna t v rozsahu od nuly do nekonečna, v našem případě nazýváme **jádrem systému**. Znamená to, že ze znalosti jádra (tj. průběhu této jediné funkce) a z dosavadního průběhu vstupního signálu dokážeme spočítat výstupní hodnotu systému v libovolném časovém okamžiku.

Jinými slovy, identifikace lineárního dynamického systému spočívá v nalezení příslušného jádra h(t). A jak takovou funkci nalézt? Ze vztahu (16) vyplývá, že v případě, že x(t) bude **jednotkový impuls** (přesněji řečeno Diracova distribuce), zjednoduší se vztah (16) na:

$y(t) = h(t)$(38)

Z této identity nám vyplyne postup, jakým můžeme jádro takového systému identifikovat: aplikujeme jednotkový impuls na jeho vstup a výstup nám přímo vykreslí hledanou funkci. Proto se také funkci h(t) často říká **odezvová funkce**, neboť představuje odezvu systému na jednotkový impuls. Výpočtem konvulutorního integrálu potom můžeme vypočítat odezvu systému na **libovolný** podnět.

Z této jednoduché myšlenky vycházejí prakticky všechna **vyšetření evokovaných potenciálů**, lišících se fyzikální podstatou aplikovaného podnětu: snímáním odezvy na záblesk světla vyšetřujeme vizuální evokované potenciály (**VEP**) anebo retinogram (**ERP**), odezvu na krátký zvukový podnět registrujeme jako akustický evokovaný potenciál (**AEP**) případně cochleogram, podobně vyšetřujeme somatosenzorické potenciály jako reakci na elektrický stimul atd.

Zajímavé je, že ačkoli všechny tyto vyšetřované přenosové kanály jsou silně nelineární, vystačí si zde uváděné klinické diagnostické metody s lineárním modelem. Ne všichni lékaři, kteří s nimi pracují, si však tento předpoklad plně uvědomují.

Zkreslení procházejícího signálu, ke kterému dochází při průchodu signálu lineárním dynamickým systémem, nazýváme **lineárním zkreslením**. Typickým příznakem takového zkreslení je, v pravém opaku ke zkreslení nelineárnímu, že **signály se sinusovým průběhem mají na výstupu systému opět sinusový tvar**, který se ovšem od vstupního signálu může lišit co do velikosti (neboli **amplitudy**) a co do časového posunutí (neboli změny **fáze**).

Později si ukážeme, že pomocí Fourierovy analýzy dokážeme jakýkoliv průběh signálu rozložit na řadu harmonických (sinusových) průběhů, a proto zkoumání přenosu libovolného signálu lineárním dynamickým systémem si můžeme převést na přenos sinusových signálů o různých frekvencích.

Nelineární dynamické systémy

V reálné situaci se konečný průběh signálu, ať již v důsledku nedokonalosti celé přenosové cesty či z nějakých jiných důvodů (mohou to být i dobré důvody), od původního průběhu liší, neboli graf výstupního signálu je oproti vstupnímu signálu deformovaný, zkreslený, a to i v případě, že vstupní signál je harmonický. Pokud se jedná např. o zvuk, tak takový zkreslený zvuk vnímáme odchylně od původního zvuku, atp. Už dříve jsme si naznačili, že za takovýto druh zkreslení mohou nelinearity systému. Pokud je systém nelineární a navíc dynamický, máme co do činění **s nelineárním dynamickým systémem**, což jsou **prakticky všechny reálně existující systémy, zvláště systémy organického původu**. Podrobný popis analýzy takovýchto systému je natolik rozmanitý a složitý, že zcela přesahuje možnosti jedněch skript. Jednou z možností je pokus o rozdělení takového systému na nelineární statickou a lineární dynamickou část. Různými kombinacemi takovéhoto postupu vznikají různé modely.

V obecném případě však takovéto rozdělení není možné. V tom případě nezbývá, než dále zobecnit zde nastíněné metody analýzy lineárních dynamických systémů na systémy nelineární, jakou je například Wienerova analýza. Uvedené metody jsou většinou ve stádiu intenzivních laboratorních výzkumů a do klinické praxe se prosazují jen velmi poznenáhlu, zejména pro svojí náročnost.

Přenosové charakteristiky

Již ve stati o ideálním analogovém přenosu, který nás dovedl k představě lineárních statických systémů, jsme hovořili o zesílení či útlumu signálu. Ať už je signál zesilován anebo zeslabován, ať je přenášen vedením, filtrován či zpracováván v nějaké jiné části přenosové cesty, používáme souhrnný pojem "**přenos**", udávaný v dB.

Lze očekávat, že u statických systémů, o kterých jsme hovořili již předtím a jejichž přenos nezávisí na časovém horizontu, nebude přenos záviset ani na frekvenci přenášených signálů (stačí si uvědomit, že frekvence pouze reciproká hodnota časové dimenze). Naproti tomu u dynamických systémů (tj. závislých na časovém průběhu signálů) budeme muset připustit, že jejich přenos bude naopak záviset i na frekvenci přenášených signálů.

Ve fyzice už jsme se setkali s tím, že signály různých frekvencí přenáší různá prostředí různě: například z fyzikální optiky víme, že světlo různých vlnových délek je v různém prostředí různě tlumeno. Tak např. prostředí, které propouští zelené světlo, zatímco světlo ostatních vlnových délek tlumí, můžeme využít jako zelený filtr, a naopak, UV filtr ultrafialové záření zadržuje. Proto musíme počítat s tím, že přenos dynamické soustavy bude frekvenčně závislý, bude to její charakteristická vlastnost – proto hovoříme o **přenosových charakteristikách soustavy** – což můžeme vyšetřit například postupným přiváděním signálů o různých frekvencích na vstup vyšetřované soustavy za současného sledování výstupního signálu.

Takto si můžeme představit i **audiometrické vyšetření**, které provádíte v biofyzikálním praktiku. Vstupním signálem je zde akustický signál sinusového průběhu, přiváděný o různých frekvencích a intenzitách do ucha vyšetřované osoby, a výstupem systému je potom subjektivní vjem. Z tohoto hlediska se jedná o subjektivní vyšetření. Snaha o objektivizaci audiometrického vyšetření vedla k vývoji takových metod, jako je např. **BERA** (Brainstem Evoked Response Audiometry), při které se snímají elektrické odpovědi mozkového kmene na akustické dráždění sluchového aparátu.

Fázová charakteristika

Jako nejjednodušší lineární dynamický systém jsme si demonstrovali systém s konstantním zpožděním – viz vztah (15). V obecném případě však zpoždění soustavy nebude konstantní, ale bude záviset na frekvenci procházejícího signálu. A právě tuto závislost posunu (pootočení) fáze procházejícího harmonického (sinusového) signálu v závislosti na jeho frekvenci, případně její grafické znázornění, nám udává fázová charakteristika dané soustavy.

Amplitudová charakteristika

U statických systémů jsme si mohli definovat zesílení jako poměr hodnoty výstupního a vstupního signálu v libovolném časovém okamžiku – viz vztah (2) – a měli jsme jistotu, že tento poměr zůstane zachován ve všech ostatních okamžicích času. Avšak tento jednoduchý poměr již nebude neměnný u dynamických systémů, které nám pootáčejí fázi. Představme si, že pro nějakou frekvenci bude fázový posun mezi vstupem a výstupem soustavy právě /2: Pak v jednom okamžiku bude na vstupu třeba maximální kladné napětí, zatímco v tu samou chvíli budeme mít na výstupu nulu – podle vztahu (2) by to znamenalo, že zesílení soustavy je v tuto chvíli nulové, že se signál vůbec nepřenáší. Avšak o čtvrt periody později, zatímco by vstupní napětí pokleslo na nulu, by výstupní napětí nabylo své maximální záporné hodnoty. Jaké by bylo zesílení v tomto okamžiku? Nekonečné? Anebo mínus nekonečné? Nulou se přeci nedá dělit. Je to tedy nesmysl takto počítat?

Vztah (2) si pro případ lineárních dynamických systémů musíme upravit, a pro případ přenosu sinusových signálů nebudeme dosazovat okamžité hodnoty signálů, které se neustále mění, ale jejich amplitudy, jejichž poměr je pro danou frekvenci konstantní:

A(f) = amplituda y(f) / amplituda x(f)(39)

Amplitudovou charakteristikou přenosové soustavy vyjadřujeme závislost amplitudy výstupního signálu na frekvenci vstupního signálu – někdy se místo frekvence udává úhlová frekvence ω– viz vztah (13) – ovšem za předpokladu sinusového průběhu vstupního signálu.

A co když vstupní signál nebude sinusový? V tom případě výstupní signál může mít jiný průběh než vstupní signál a podíl jejich amplitud nám může dát nesmyslné výsledky. A co když vstupní signál bude sinusový a výstupní nikoli? V tom případě se jedná o **nelineární zkreslení**, tj. naše soustava je nelineární a jednoduchý popis pomocí přenosových charakteristik nám nestačí. A pokud bude soustava lineární statická? Ano, jistě, v tom případě klidně můžeme místo okamžitých hodnot signálů použít jejich amplitudy a musíme dostat stejný výsledek.

Typickým představitelem lineárních dynamických přenosových soustav jsou **kmitočtové filtry**, používané v aparaturách na vyšetřování biosignálů – EEG, EKG a všech dalších přístrojích. Proto pojednání o filtrech zařazujeme do oddílu 5.7.

Popis soustavy v časové a kmitočtové oblasti

Fázová charakteristika společně s amplitudovou nám dokonale popisuje danou lineární dynamickou soustavu, kterou signál prochází. Společně hovoříme o **přenosových charakteristikách** soustavy.

Protože **amplitudu i fázi můžeme najednou vyjádřit komplexním číslem**, lze také přenos soustavy namísto oddělené amplitudové a fázové charakteristiky vyjádřit jedinou **komplexní přenosovou charakteristikou**.

Zatímco **přechodová funkce** soustavy nám znázorňuje odezvu soustavy na jednotkový impuls, což **je funkce času** (viz výše), **přenosová charakteristika** vyjadřuje odezvu soustavy na harmonické signály různých frekvencí, **je** to **frekvenční závislost**. V prvním případě hovoříme o **analýze soustavy v časové doméně**, ve druhém případě **analyzujeme soustavu ve frekvenční doméně**. Oba dva způsoby popisu nejsou nezávislé, ale jsou **komplementární**: nesou tu samou informaci o soustavě, a mezi oběma popisy existuje těsná souvislost: **přenosová charakteristika je totiž Fourierovým obrazem přechodové funkce**, což má velký význam zvláště pro výpočet: **Výpočet konvolutorního integrálu** (37) **se** totiž **Fourierovou transformací převede na pouhé násobení Fourierových obrazů.** (Již pouhý selský rozum nám napovídá, že amplitudu výstupního signálu získáme pouhým vynásobením amplitudy vstupního signálu zesílením pro příslušnou frekvenci, tj. hodnotou amplitudové charakteristiky.)

Stochastické systémy

Dosud jsme hovořili tak, jako bychom všechny průběhy signálů a chování systémů dokázali přesně určit ze znalosti všelijakých, byť třeba někdy i značně složitých, rovnic. Ze střední školy jsme si mnozí odnesli představu, že matematika, fyzika a technika jsou vědy exaktní, přesné, kde lze všechno změřit a spočítat, jen znát ty správné vzorečky. Nikdo nepochybuje o tom, že Ohmův zákon platí přesně a že odporem 10 Ω při napětí 5V poteče právě 0.5 A, o nic víc a o nic méně. Ale už jsme se setkali i s tím názorem, že taková určitá veličina, jako např. tlak plynu, řídící se poměrně přesně stavovou rovnicí ideálního či reálného plynu, je ve skutečnosti jen výsledek obrovského počtu nárazů náhodně letících molekul na stěny nádoby, jak zkoumá a dokazuje statistická teorie plynů. Kdo dospěl až ke kvantové teorii ví, že např. Schrödingerova rovnice popisuje jen pravděpodobnost výskytu nějaké částice v určitém místě prostoru, a Heissenbergova relace neurčitosti nám znemožňuje, byť teoreticky, přiřadit jakémukoliv fyzikálnímu objektu zároveň přesné místo a hybnost. Však na to téma v proběhlo už nemálo debat.

Systémy, o kterých jsme dosud mluvili, respektive jejich modely, které nám dovolují vysvětlit a předpovědět chování systému jednoznačně a beze zbytku, nazýváme **deterministické** (tzn. určité). Je zřejmé, že tento deterministický přístup je určitým zjednodušením reálné situace, ve které má své místo nahodilost. Systémy, ve kterých již nemůžeme působení takové nahodilosti zanedbat, nazýváme **stochastické** (náhodné).

Klasickým příkladem takového stochastického systému je hod hrací kostkou: I když budeme kostku vrhat pokaždé naprosto stejným způsobem, např. nějakým strojem, a kostka sama se řídí přesnými zákony mechaniky, pak její konečný dopad je prakticky nepredikovatelný, náhodný, a my jsme namísto deterministického popisu pomocí přesných rovnic nuceni použít statistický popis velkého souboru měření, při kterém sledujeme takové hodnoty, jako je četnost, pravděpodobnost, střední hodnota, rozptyl, podmíněná pravděpodobnost atd. Dalšími známými fyzikálními stochastickými jevy jsou např. radioaktivní rozpad, Brownův pohyb, tepelný pohyb molekul, nekoherentní záření.

Při zkoumání reálných systémů se v praxi často setkáváme s tím, že jejich chování můžeme popsat a predikovat jen s určitou omezenou přesností a jistotou, což je naprosto typická situace právě v biologii a medicíně, kde se např. nějaká choroba vyvíjí určitým známým způsobem, avšak jen s větší či menší pravděpodobností můžeme odhadnout, jak se bude dále vyvíjet.

Při modelování takovýchto situací nám někdy může pomoci **představa**, že zkoumaný systém se **skládá** ze dvou či více částí, z nichž některé se chovají naprosto predikovatelně (**deterministicky**) a jiné naproti tomu zcela náhodně (**stochasticky**).

V této souvislosti jste možná již slyšeli termín "**deterministický chaos**". Jedná se o teorii systémů, které jsou ve své podstatě deterministické, popsané systémem přesných, zpravidla nelineárních rovnic, ovšem jejich řešení je nestabilní: již nepatrná odchylka nějaké veličiny může mít v důsledku nedozírné následky. (Klasickou oblastí, kde se taková soustava nelineárních diferenciálních rovnic s nepredikovatelným řešením zkoumala, je meteorologie.) Pro tyto překvapivé a nikoli zcela nerealistické vlastnosti se podobné třídy systémů těší intenzivnímu zkoumání a v souvislosti s tím můžeme slyšet o takových matematických teoriích, jako je teorie bifurkací, teorie katastrof, teorie fraktálů. Některé z nich nachází uplatnění i v **analýze biosignálů**, jmenujme například **výpočet korelační dimenze EEG signálu**.

S podobnou myšlenkou o spolupůsobení deterministických a stochastických veličin a se snahou kvantitativně tento náhodný vliv odhadnout a případně eliminovat se setkáváme v **teorii měření a chyb**, když hovoříme o náhodných chybách. Z matematického hlediska se jedná o obdobný modelový přístup. Během praktika tento model použijeme, když budeme počítat odhad střední hodnoty a odhad rozptylu, např. při měření difrakce anebo při měření radioaktivního rozpadu b a g.

Šum

Jednou z oblastí, kde se taková představa **spolupůsobení deterministických a náhodných jevů** běžně používá, je právě přenos signálů soustavou. Představíme si, že na vstupu soustavy je čistý, jasný signál, ale v průběhu přenosu se k němu (kromě již diskutovaného zkreslení, způsobeného soustavou) přimíchává spousta všelijakých náhodných účinků, poruch, praskotu a jiných signálů, které zde nemají co dělat. (Jistě to každý zažil např. při telefonování z budky aj.) Souhrnně o takovémto rušivém, zpravidla nežádoucím a náhodném signálu hovoříme jako o **šum**u. Jakost přenosové cesty potom můžeme vyčíslit jako poměr velikosti užitečného signálu na výstupu soustavy k velikosti signálu rušivého, k šumu, tj. hovoříme o **poměru signál/šum**. Takovéto poměrné veličiny jsme zvyklí udávat v logaritmických jednotkách, **v decibelech**; v případě napětí a proudů používáme vztah $20.\log(U/U_{šum})$, zatímco v případě veličin představujících výkon používáme vztah $10.\log(P/P_{šum})$. Pro poměr signál/šum, vyjádřený v dB, používáme termín **odstup**.

Příklad: Pokud budeme s někým hovořit intenzitou o hladině 50 dB v hlučném prostředí rovněž 50 dB, pak odstup signálu a šumu bude 0 dB, signál se bude v šumu ztrácet a posluchači nám budou těžko rozumět. Abychom zvýšili odstup signálu a šumu alespoň na 20 dB, budeme muset pozvednout svůj hlas na 70 dB. Problém nastane, pokud budou chtít být slyšeni i jiní, kteří rovněž zesílí intenzitu svého hovoru: tím pádem se zvýší i intenzita šumu, sníží se odstup signálu a výsledkem je, že se lidé překřikují a stejně nikdo nebude nikomu rozumět.

Ideální šum je takový signál, u kterého naprosto nemůžeme předvídat jeho konkrétní průběh. Na druhé straně můžeme velice přesně zjistit jeho kmitočtové spektrum, např. metodami filtrace anebo Fourierovy (harmonické) analýzy, o kterých jsme se již zmínili. Takový šum, který teoreticky obsahuje všechny kmitočty o stejné intenzitě, nazýváme "**bílý šum**" (v analogii s bílým světlem, které obsahuje všechny frekvence viditelného spektra). Šum, ve kterém jsou některé kmitočty zvýrazněné na úkor jiných, pak nazýváme (ve stejné analogii) "**růžovým šumem**" (podobně jako růžové světlo obsahuje více červené barvy na úkor ostatních).

Celková energie (či **výkon**) takového **šumu**, je dána **součtem** energií (či výkon je dán součtem výkonů) **jednotlivých složek**. Charakter takového šumu je pak dán jeho **výkonovým spektrem**, zatímco **celkový výkon** je dán celkovou plochou pod křivkou spektra (tj. integrálem). Z toho je vitět, že dokonalý bílý šum, který by obsahoval všechny frekvence od nuly do nekonečna, nemůže v praxi existovat: jeho výkonové spektrum by mělo tvar nekonečně širokého obdélníku s nekonečnou plochou a tím pádem i jeho výkon by byl nekonečný. V praxi je výkonové spektrum každého signálu nějak omezeno.

Výkonové spektrum můžeme zjišťovat u každého signálu, nejenom u šumu. Pokud se výkonové spektrum signálu a šumu liší, je možno této situace využít k odfiltrování části šumu a tím způsobem zlepšit odstup signálu od šumu.

Např. pokud je vyšetření EEG příliš rušeno kmitočtem rozvodné sítě 50 Hz, jehož výkonové spektrum je těsně soustředěno právě na těchto 50 Hz, pak můžeme jeho působení snížit zařazením tzv. výřezového (**notch**) **filtr**u, naladěného na stejný kmitočet. Ovšem takovéto řešení pomocí filtru je vždy nutno považovat za pomocné a nouzové, v každém případě věnujeme prvořadou přednost odstranění rušivého zdroje. Podrobněji o filtrech v oddíle 5.7.

Využití šumu v diagnostice

Šum nemusí mít pokaždé jen pejorativní charakter. Právě proto, že některé charakteristiky šumu mohou být určeny poměrně přesně (viz zmíněná výkonová hustota), je možno jej **využít k diagnostice** vyšetřovaných soustav. Toto řešení má velkou **přednost právě v medicíně**, protože signál ve tvaru šumu může být pro pacienta snesitelnější a svou povahou přirozenější než signál pravidelného, na první pohled (poslech) zjevně arteficielního průběhu, jako třeba strojově pravidelné pípání, pískot apod.

Šumový signál použijeme podobným způsobem, jakým jsme použili např. jednotkový signál při vyšetřování jader lineárních či nelineárních systémů (viz výše). Podstatou výpočtu je, že provádíme korelaci tohoto šumového signálu na vstupu a výstupu signálu – výpočet v **časové doméně**, anebo použijeme **diskrétní Fourierovu transformaci** (**DFT = Discrete Fourier Transform**) anebo **rychlou Fourierovu transformaci** (**FFT** = Fast Fourier Transform, počítačový algoritmus, objevený k číslicovému výpočtu Fourierovy trnsformace) k výpočtu **spekter** (tzv. **vlastního** či **vzájemného spektra**) a výpočet provádíme ve **frekvenční doméně**.

Další výhodou šumového signálu je, že se jedná o komplexní signál, a že lze jednoho druhu signálu **využít k lineární i nelineární analýze** vyšetřovaného systému.

Odkazy

Zdroj

- HEŘMAN, Petr. *Biosignály z pohledu biofyziky.* 1. vydání. Praha : Petr Heřman – DÚLOS, 2006. 64 s.

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.