

Diferenciální zesilovač

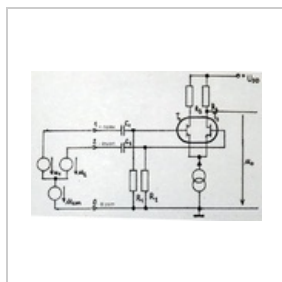
Jednou z nejdůležitějších součástí řetězce pro snímání bioelektrického signálu je **vstupní diferenciální (diferenční, rozdílový) zesilovač**. Principem diferenciálního zesilovače je zesilovací stupeň se symetrickým vstupem, který má pro zpracování biosignálu značné výhody.

Vstup se v principu skládá z invertujícího a neinvertujícího vstupu - oba vztažené k zemnímu potenciálu - "zemní svorce" ¹⁾. Užitečný biosignál je spolu s rušením snímán touto dvojicí invertujícího a neinvertujícího vstupu.

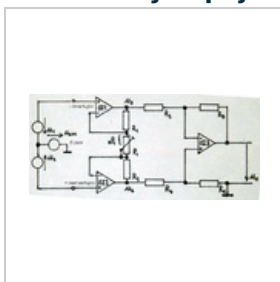
Úkolem diferenciálního stupně (zesilovače, předzesilovače) **je zesílit rozdílový signál** - tj. signál užitečný, **zatímco signál soufázový** (souhlasný, stejné polarity, který je zpravidla způsoben rušením nejrůznějšího druhu) **co nejvíce potlačit**. Zemní elektroda zapojená z elektrického hlediska „uprostřed“ má při praktickém použití zásadní význam (viz ¹⁾) a bývá připojena na vhodné místo tak, aby co nejvíce eliminovala nežádoucí rušení (např. nechtěné akční potenciály nebo artefakty způsobené elektrickou stimulací). Příkladem bývá umístění zemní elektrody na zápěstí při evokovaném EMG, pokud je signál snímán z prstů či dlaně a EMG je stimulováno elektrodou přiloženou v oblasti předloktí. Nebo při snímání ABR, kdy se zemní elektroda umísťuje na tvář (na krk), aby se eliminoval myografický signál krčních svalů.

¹⁾ Zesilovač bioelektrického signálu nesmí ohrozit bezpečnost pacienta. Proto je napájen malým napětím a má definovaný rozsah vstupního signálu, který je ve srovnání s rušením působícím na vstup diferenciálního stupně poměrně malý. Rušení - vstupní soufázová složka signálu, která nemusí být stálá, ale naopak se v čase měnit, v případě nedostatečné funkce zemní elektrody (elektroda má vysokou impedanci nebo není vůbec přiložena) snadno překročí deklarovaný rozsah vstupního signálu, zesilovač je zahlcen rušením a není schopen zesílit užitečný signál.

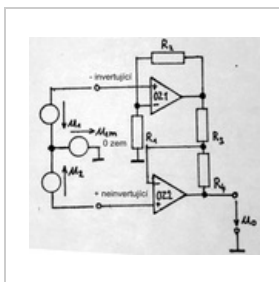
Příklady zapojení diferenciálního zesilovacího stupně



Diferenční zesilovač s dvojicí (dvojčetem) J-FET tranzistorů



Diferenční zesilovač s operačními zesilovači (obvykle s unipolárními prvky na vstupu)



Jiné zapojení s operačními zesilovači

K symbolům použitým v příkladech zapojení: zesilovač bude zesílovat rozdíl u_1 a u_2 na diferenciálních vstupech, zatímco soufázovou složku signálu (neužitečný signál, rušení) u_{cm} nezesílí. u_0 je výstupní zesílené napětí.

Vlastnosti diferenciálního zesilovače, které zásadně ovlivňují kvalitu snímaného signálu

- vstupní impedance
- činitel potlačení soufázového signálu (CMRR - Common Mode Rejection Ratio)
- činitel potlačení změn napájecího napětí (SVRR - Supply Voltage Rejection Ratio)
- šumová charakteristika
- lineární fázová charakteristika
- konstantní zesílení v požadovaném pásmu

Vstupní impedance – aby se co nejméně uplatnila přechodová impedance použitých elektrod (impedance mezi elektrodou a kůží), je nezbytné aby diferenční zesilovač měl co nejvyšší vstupní impedanci (řádově desítky až stovky MΩ)

Činitel potlačení soufázového signálu – v případě, že je vstupní signál rušen nějakým vnějším vlivem (elektrické pole vyvolané pohonnými jednotkami - silovými motory, sterilizátory, osvětlením, mobilními telefony, MRI, kontaktním potenciálem aplikovaných elektrod), je nezbytné aby napětí, které přichází na oba vstupy diferenciálního zesilovače ve stejné fázi, bylo co nejúčinněji potlačeno. Typická hodnota CMRR se pohybuje od alespoň 80 dB výše (tzn. že vstupní rušivý signál bude zeslaben 10 000 x a více).

Činitel potlačení změn napájecího napětí – přestože se v moderních zařízeních používají pro napájení vstupních obvodů velmi dobře stabilizované napájecí zdroje, je nutné eliminovat vliv změn napájecího napětí a rušení přicházející z tohoto směru. Pro omezení rušení ze sítě jsou v síťových částech zobrazovacích zdravotnických prostředků zařazeny též filtry síťového rušení.

Šumová charakteristika – vlastní šum zesilovacího stupně se v každém následujícím zesilovacím stupni řetězce pro zpracování bioelektrického signálu spolu s užitečným signálem násobí, proto jsou šumové vlastnosti vstupního diferenčního zesilovače jeho klíčovou vlastností. Jsou udávány v jednotkách μV vztažených na vstup (tzn. pokud je amplituda šumu na výstupu zesilovače bioelektrického signálu 1 mV a zesilovač má zesílení 40 dB, je vlastní šum zesilovače vztažený na vstup 1 000 x menší, tj. 1 μV). Šumové vlastnosti zesilovače se negativně uplatní zejména u signálů s nízkou amplitudou, např. fetální EKG, ABR (akusticky evokované odpovědi mozkového kmene), EEG, ERG (elektroretinograf) apod. Vliv ne zcela optimálních šumových vlastností diferenčního vstupního zesilovače, resp. celého řetězce pro zpracování cyklických signálů se dá do jisté míry odstranit speciálními technikami, např. tzv. zprůměrováním (typicky při záznamu evokovaných potenciálů).

Lineární fázová charakteristika je důležitá proto, aby nebyl zkreslen tvar zaznamenávané křivky (spektrum periodického signálu EKG, EEG apod.) se skládá ze základní frekvence, která odpovídá periodě signálu, a řady harmonických složek, které mají frekvenci v celých násobcích základní frekvence (viz Harmonická analýza (https://en.wikipedia.org/wiki/Harmonic_analysis)). Pokud by byly harmonické složky signálu zesilovány s jinou fází, než základní harmonická, zásadně by se změnil tvar signálu.

Konstantní zesílení v požadovaném pásmu – každý druh bioelektrického signálu má svůj frekvenční rozsah, ve kterém je obvykle snímán a vyhodnocován. Shora bývá omezen filtrem typu DP – dolní propust, v lékařské praxi nazývaným „filtr“, zdola je omezován filtrem typu HP – horní propust, v lékařské praxi nazývaným „časová konstanta“. Opět – aby nebyl změněn tvar zesilovaného signálu, jak bylo zmíněno dříve u fázové charakteristiky, je nutné, aby pro všechny frekvenční složky signálu bylo zesílení konstantní – stejné.

Zdroje

- HENYCH, D. *Elektromyografický zesilovač*. Praha : ČVUT - Fakulta elektrotechnická, 1988, diplomová práce