

PŘIHLÁŠKA VYNÁLEZU

zveřejněná podle § 31 zákona č. 527/1990 Sb.

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLVÉHO
VLASTNICTVÍ

(22) Přihlášeno: **28.06.2010**

(40) Datum zveřejnění přihlášky vynálezu: **25.05.2011**
(Věstník č. 21/2011)

(21) Číslo dokumentu:

2010-509

(13) Druh dokumentu: **A3**

(51) Int. Cl.:

A61B 5/04 (2006.01)

A61B 5/0428 (2006.01)

H03F 3/04 (2006.01)

(71) Přihlašovatel:

České vysoké učení technické v Praze Fakulta
elektrotechnická, Praha, CZ

(72) Původce:

Hospodka Jiří doc. Dr. Ing., Brandýsek, CZ
Bortel Radoslav Ing., Zvolen, SK

(74) Zástupce:

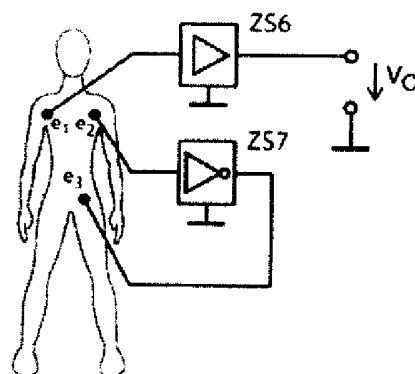
Ing. Hana Dušková, Na Kočově 180, Chotutice, 28103

(54) Název přihlášky vynálezu:

**Systém pro měření biologických signálů s
potlačáním rušení**

(57) Anotace:

Systém pro měření bioelektrických signálů s efektivním potlačením rušení typu common mode obsahuje tři elektrody (e_1 , e_2 , e_3) a dva nediferenční zesilovače (ZS6, ZS7). Pacient, z jehož těla jsou snímány biopotenciály, je zapojen do zpětné vazby invertujícího zesilovače ZS7. Systém s potlačením interference je založen na měření napětí mezi dvěma elektrodami (e_1) a (e_2), umístěnými na těle člověka. Snímané napětí je zesilováno pomocí zesilovače (ZS6), přičemž je využito třetí elektrody (e_3) buzené invertujícím zesilovačem (ZS7) k minimalizaci vlivu rušení na měřený signál. Elektroda (e_2) je připojena na vstup invertujícího zesilovače (ZS7) a výstup invertujícího zesilovače (ZS7) je připojen na elektrodu (e_3). Elektroda (e_1) je připojena na vstup zesilovače (ZS6), z jehož výstupu je možné odebírat měřené napětí (V_O). Toto dosahuje efektivní potlačení externího rušení při použití dvou měřících zesilovačů biopotenciálů.



Systém pro měření biologických signálů s potlačením rušení

Oblast techniky

Předkládané řešení se týká systémů pro měření biologických signálů, jako je například elektroencefalograf EEG, elektrokardiograf EKG a podobně. Konkrétně se jedná o úlohu změřit z povrchu nebo uvnitř živého organismu, zejména pak těla člověka, rozdíl potenciálů, který odpovídá aktivitě živých tkání.

Dosavadní stav techniky

Situace běžně se vyskytující při měření biologických signálů je znázorněna na obr. 1a. Elektrody e_1 a e_2 jsou připojeny na tělo člověka a jejich signál je měřen diferenčním zesilovačem $ZS1$, který rozdíl potenciálů elektrod zesílí a převede na výstupní napětí V_0 . Současně je však přítomen i zdroj rušení V_R , který nejčastěji odpovídá rozvodné síti elektrické energie. Rušení proniká do těla měřeného člověka prostřednictvím impedancí Z_1 a Z_2 , které jsou typicky tvořeny parazitními kapacitami mezi člověkem a rušivým zdrojem. Rušivý zdroj a měřící zesilovač mají obvykle oddělené své nulové potenciály $GND1$ a $GND2$, jejichž propojení lze ilustrovat impedancí Z_3 . Při galvanickém oddělení obou potenciálů reprezentuje tato impedance Z_3 parazitní kapacitu mezi nulovými potenciály $GND1$ a $GND2$. Přítomnost zdroje rušení V_R způsobuje změny potenciálu měřeného subjektu vzhledem k nulovému potenciálu měřícího zesilovače. Tyto změny se pak mohou přenést na výstup diferenčního zesilovače $ZS1$ jako rušící napětí.

Pro popsání způsobu jakým se rušení dostává na výstup reálného měřícího diferenčního zesilovače $ZS1$ a s tím spojených technik, které se toto rušení snaží potlačit, je situace z obr.1a znázorněna zjednodušeným náhradním obvodem na obr.1b. Zdroj rušení V_R a impedance Z_1 , Z_2 , Z_3 jsou zde reprezentovány náhradním Theveninovým obvodem V_S a Z_S . Pro jednoduchost je zde předpokládáno, že napětí

generovaná měřeným člověkem jsou nulová a celé tělo, zde reprezentované uzlem $\underline{C}$, má jediný potenciál $\underline{V}_C$. Impedance $\underline{Z}_{E1}$ a $\underline{Z}_{E2}$ reprezentují impedance elektrod $\underline{e}_1$ a $\underline{e}_2$, respektive jejich nedokonalý kontakt a impedanci povrchové tkáně. Reálný diferenční zesilovač $\underline{ZS1}$ je zde reprezentován ideálním diferenčním zesilovačem $\underline{DZ1}$ a vstupními impedancemi $\underline{Z}_{VA}$ a $\underline{Z}_{VB}$. Do těchto vstupních impedancí $\underline{Z}_{VA}$ a $\underline{Z}_{VB}$ musí být navíc implementována galvanická cesta k nulovému potenciálu diferenčního zesilovače, aby vstupní obvody diferenčního zesilovače mohly vůbec pracovat v aktivním režimu.

Za ideálních podmínek jsou impedance $\underline{Z}_{E1}$ a $\underline{Z}_{E2}$ shodné a vstupní impedance $\underline{Z}_{VA}$ a $\underline{Z}_{VB}$ jsou taky shodné. V tomto případě jsou na obou vstupech ideálního diferenčního zesilovače $\underline{DZ1}$ stejná napětí a výstupní napětí $\underline{V}_O$ je nulové bez ohledu na velikost rušivého napětí $\underline{V}_C$. Za reálných podmínek jsou však impedance $\underline{Z}_{E1}$ a $\underline{Z}_{E2}$ různé a vstupní impedance $\underline{Z}_{VA}$ a $\underline{Z}_{VB}$ se mohou také lišit. V závislosti na velikosti napětí $\underline{V}_C$ se pak na obou vstupech ideálního diferenčního zesilovače $\underline{DZ1}$ objeví různá napětí a napětí $\underline{V}_C$ tak začne rušivým způsobem ovlivňovat napětí $\underline{V}_O$.

Pro potlačení tohoto jevu bylo navrženo několik metod. Byla navržena různá zapojení měřících zesilovačů, která zabezpečovala velké hodnoty vstupních impedancí $\underline{Z}_{VA}$ a $\underline{Z}_{VB}$, čím se potlačí vliv rozdílnosti impedancí $\underline{Z}_{E1}$ a $\underline{Z}_{E2}$, jak je uvedeno v A. Miller. Coupling circuit with driven guard. U.S. Patent 4 191 195, 1978 nebo v N.V. Thakor and J.G. Webster. Ground-free ecg recording with two electrodes. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-27(12):699-704, 1980. Toto řešení obvykle neumožňuje zmíněné galvanické spojení vstupů měřícího zesilovače s nulovým potenciálem a navíc je tento přístup často nedostačující. Z tohoto důvodu se přistupuje na použití třetí elektrody, která se umísťuje na měřený subjekt a spojuje se s nulovým potenciálem měřícího zesilovače. Toto řešení uvádí například B. Winter and J.G. Webster. Reduction of interference due to common mode voltage in biopotential amplifiers. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-30(1):58-62, 1983. Konkrétní situace je znázorněna na obr. 2a a její náhradní obvod je na obr. 2b. Třetí elektroda je zde označena jako $\underline{e}_3$ a její impedance je označena jako $\underline{Z}_{E3}$. Funkce tohoto obvodu je podobná jako u obvodu z

obr. 1b, s tím rozdílem, že pokud je impedance Z_{E3} třetí elektrody e_3 dostatečně malá, způsobí snížení rušivého napětí V_C a tím snížení celkového vlivu rušení na výstupní napětí V_O . Vstupní impedance Z_{VA} a Z_{VB} představují v tomto případě pouze vstupní impedanci použitého zesilovače. V případě MOSFETové realizace je to pouze vnitřní kapacita, případně zbytkový proud hradla. Existují však případy, kdy dostatečně malé hodnoty impedance Z_{E3} třetí elektrody e_3 dosáhnout nelze, například v případě, že je použito tzv. suchých elektrod, které se vyznačují jednodušší aplikací, ale značnou přechodovou impedancí. Pro takovýto případ bylo navrženo zapojení znázorněno na obr. 3a. Toto zapojení je uvedeno například v článku M.R. Neuman. Biopotential amplifiers. In J.G. Webster, editor, Medical Instrumentation. John Wiley & Sons, 1998, nebo v D. Prutchi and M. Norris. Design and Development of Medical Instrumentation. John Wiley & Sons, 2005 či ve článku B. Winter and J.G. Webster. Driven-right-leg circuit design. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-30(1):62-65, 1983. Toto zapojení se v anglické literatuře označuje jako Driven Right Leg Circuit, což lze volně přeložit jako obvod řízení napětí pravé nohy. Pravá noha se uvádí z důvodu, že na toto místo se v praxi výstup tohoto obvodu často připojuje. Tento obvod je uspořádán tak, že signál z první elektrody e_1 a z druhé elektrody e_2 je zpracován pomocí dvou zesilovačů $ZS2$ a $ZS3$, napětí na výstupech těchto zesilovačů $ZS2$ a $ZS3$ se sečte, zesílí invertujícím zesilovačem $ZS4$ a přivede se zpět na měřený subjekt pomocí třetí elektrody e_3 . Výstupní napětí je pak získáno zesílením rozdílu napětí výstupů zesilovačů $ZS2$ a $ZS3$ pomocí diferenčního zesilovače $ZS5$. Zesilovače $ZS2$ a $ZS3$ a diferenční zesilovač $ZS5$ na obr.3a jsou reálné zesilovače. Princip funkce tohoto zapojení lze popsat na jeho náhradním obvodu na obr. 3b. Reálné zesilovače $ZS2$ a $ZS3$ jsou zde modelovány jako kombinace ideálních zesilovačů $ZZ2$ a $ZZ3$ a příslušných vstupních impedancí Z_{V2} a Z_{V3} a reálný invertující zesilovač $ZS4$ je modelován ideálním invertujícím zesilovačem $ZZ4$. Je zřejmé, že v tomto obvodu se vytvořila smyčka záporné zpětné vazby, která je tvořena ideálními zesilovači $ZZ2$, $ZZ3$ a ideálním invertujícím zesilovačem $ZZ4$. Tato smyčka minimalizuje součtové napětí výstupů ideálních zesilovačů $ZZ2$ a $ZZ3$ tím, že působí proti rušivému napětí V_C . V případě, že zesílení ideálního invertujícího zesilovače $ZZ4$ roste nade všechny meze, musí součtové napětí výstupů ideálních zesilovačů $ZZ2$ a $ZZ3$ klesat k nule,

což se v případě nesymetrických signálových cest dosáhne pouze tím, že ideální invertující zesilovač ZZ4 svým výstupem vynuluje napětí V_C a tím vliv rušení odstraní.

Toto zapojení se ukázalo jako vysoce efektivní způsob potlačení síťového rušení při snímání biologických signálů. Jeho nevýhodou je však komplexnější obvodové řešení, které vyžaduje použití čtyř zesilovačů, z čehož jeden je diferenční.

Podstata vynálezu

Navrhovaný systém pro měření biologických signálů s potlačením rušení spočívá ve využití principů stoprocentní záporné zpětné vazby pomocí tří elektrod a pouze dvou zesilovačů se společným nulovým potenciálem. Podstatou nového řešení je, že první elektroda je připojena na vstup zesilovače, jehož výstup je výstupem systému. Druhá elektroda je připojena na vstup invertujícího zesilovače, na jehož výstup je připojena třetí elektroda. Zesilovač a invertující zesilovač mají společný nulový potenciál.

V konkrétním provedení je možné invertující zesilovač realizovat například operačním zesilovačem bez zpětné vazby, jehož invertující vstup je připojen na druhou elektrodu, jeho neinvertující vstup je připojen na nulový potenciál a jeho výstup je připojen na třetí elektrodu.

Výhodou navrhovaného řešení je jednodušší obvodové řešení, které vyžaduje využití jenom dvou zesilovačů, z kterých ani jeden nemusí být diferenční.

Přiložená

Popis obrázků na výkresech

Na obr.1a až 3b je uveden dosavadní stav techniky. Přiložený obr.1a znázorňuje systém pro měření biologických signálů při dvoubodovém měření

biologických signálů a obr. 1b znázorňuje zjednodušený náhradní obvod situace z obr. 1a. Obr. 2a znázorňuje situaci při třibodovém měření biologických signálů a k němu příslušející obr. 2b znázorňuje zjednodušený náhradní obvod situace z obr. 2a. Obr. 3a znázorňuje situaci při třibodovém měření biologických signálů s využitím obvodu Driven Right Leg Circuit, jehož zjednodušený náhradní obvod je uveden na obr.3b.

Příklad systému pro měření biologických signálů s potlačením rušení podle předkládaného řešení je pak uveden na obr. 4a. Obr.4b znázorňuje zjednodušený náhradní obvod zapojení z obr. 4a.

Příklad provedení vynálezu

Příklad provedení navrhovaného uspořádání systému pro měření biologických signálů je na obr. 4a. Zesilovač ZS6 je svým vstupem připojen na první elektrodu e₁, a na jeho výstupu je odebírán zesílený výstupní signál. Invertující zesilovač ZS7 je svým vstupem připojen na druhou elektrodu e₂, a jeho výstup je připojen na třetí elektrodu e₃. Zesílení zesilovače ZS6 je dané požadavkem na zesílení rozdílového napětí mezi první elektrodou e₁ a druhou elektrodou e₂. Zesílení invertujícího zesilovače ZS7 je záporné a v absolutní hodnotě co možná největší, ideálně nekonečné. K dosažení tohoto cíle je s výhodou například možné použít operační zesilovač bez zpětné vazby. Neinvertující zesilovač a invertující zesilovač mají společný nulový potenciál.

Pro vysvětlení funkce tohoto uspořádání je na obr. 4b znázorněn jeho zjednodušený náhradní obvod. Impedance první elektrody e₁, druhé elektrody e₂ a třetí elektrody e₃ jsou zde reprezentovány náhradními impedancemi, a to první náhradní impedancí Z_{E1}, druhou náhradní impedancí Z_{E2} a třetí náhradní impedancí Z_{E3}. Reálný zesilovač ZS6 je zde reprezentován ideálním zesilovačem ZZ6 a první vstupní impedancí Z_{V6} a reálný invertující zesilovač ZS7 je zde reprezentován ideálním invertujícím zesilovačem ZZ7 a druhou vstupní impedancí Z_{V7}. Všechny

zdroje rušivých napětí jsou reprezentovány zdrojem rušení $\underline{V}_S$ a jeho výstupní impedancí $\underline{Z}_S$. V obvodu je také zahrnut zdroj signálu $\underline{V}_A$, který reprezentuje napětí vytvořené biologickými tkáněmi v měřeném subjektu. Je zřejmé, že smyčka záporné zpětné vazby je tvořena ideálním inverujícím zesilovačem $\underline{ZZ7}$, druhou náhradní impedancí $\underline{Z}_{E2}$, třetí náhradní impedancí $\underline{Z}_{E3}$ a druhou vstupní impedancí $\underline{Z}_{V7}$. Přítomnost této smyčky způsobí, že v případě, že zesílení ideálního invertujícího zesilovače $\underline{ZZ7}$ roste nade všechny meze, napětí na jeho vstupu bude nulové. Vzhledem k nulovému vstupnímu proudu ideálního invertujícího zesilovače $\underline{ZZ7}$ bude pak i napětí $\underline{V}_Q$ nulové. Tím se eliminuje přítomnost rušení v uzlu $\underline{Q}$. Výstupní napětí $\underline{V}_Q$ je pak dáno jenom zdrojem signálu $\underline{V}_A$, impedančním děličem tvořeným první náhradní impedancí $\underline{Z}_{E1}$ a první vstupní impedancí $\underline{Z}_{V6}$ a zesílením ideálního zesilovače $\underline{ZZ6}$. Zdroj rušení $\underline{V}_S$ výstupní napětí $\underline{V}_Q$ neovlivňuje.

Podobně jako zapojení Driven Right Leg Circuit je i zapojení na obr. 4a schopno eliminovat rušení, nicméně je realizováno s podstatně jednodušším obvodem, kdy je namísto čtyř zesilovačů, ze kterých jeden musí být diferenční, použito pouze dvou nediferenčních zesilovačů.

Pro úplnost je ještě uveden popis funkce systému s reálnými součástkami podle obr.4a. Zesilovač $\underline{ZS6}$ zesiluje napětí první elektrody $\underline{e}_1$ vůči společnému nulovému potenciálu. Invertující zesilovač $\underline{ZS7}$ zesiluje napětí druhé elektrody $\underline{e}_2$ opět vůči společnému nulovému potenciálu a jeho výstupní napětí je přivedeno zpět na měřený subjekt prostřednictvím třetí elektrody $\underline{e}_3$. Invertující zesilovač $\underline{ZS7}$ takto vytvoří smyčku stoprocentní záporné zpětné vazby, která se uzavírá přes měřený subjekt a způsobí, že potenciál v místě aplikace druhé elektrody $\underline{e}_2$ bude téměř shodný s nulovým potenciálem zesilovače $\underline{ZS6}$ a invertujícího zesilovače $\underline{ZS7}$. Výstupní napětí zesilovače $\underline{ZS6}$ pak odpovídá rozdílovému napětí mezi první elektrodou $\underline{e}_1$ a druhou elektrodou $\underline{e}_2$. Toto řešení vykazuje vysokou odolnost proti rušení, kdy měřené napětí není ovlivněno jinými zdroji rušení a přitom vyžaduje použití jenom dvou obyčejných nediferenčních zesilovačů.

Průmyslová využitelnost

Vynález lze využít při měření biologických signálů, jako je například elektroencefalogram, elektrokardiogram, a podobně, přičemž je odolný vůči elektromagnetické interferenci. Jeho výhodou je jednoduché obvodové řešení.

PATENTOVÉ NÁROKY

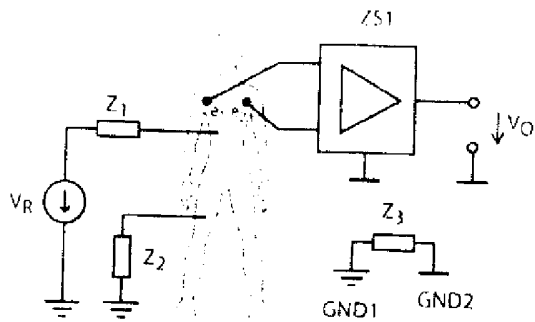
1. Systém pro měření biopotenciálů sestávající ze tří elektrod pro připojení na živý organismus a ze dvou zesilovačů, **vyznačující se tím**, že první elektroda (e_1) je připojena na vstup zesilovače (ZS6), jehož výstup je výstupem systému, druhá elektroda (e_2) je připojena na vstup invertujícího zesilovače (ZS7), na jehož výstup je připojena třetí elektroda (e_3), přičemž zesilovač (ZS6) a invertující zesilovač (ZS7) mají společný nulový potenciál.

2. Systém pro měření biopotenciálů podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že invertující zesilovač (ZS7) je tvořen operačním zesilovačem bez zpětné vazby, jehož invertující vstup je připojen na druhou elektrodu (e_2), jeho neinvertující vstup je připojen na nulový potenciál a jeho výstup je připojen na třetí elektrodu (e_3).

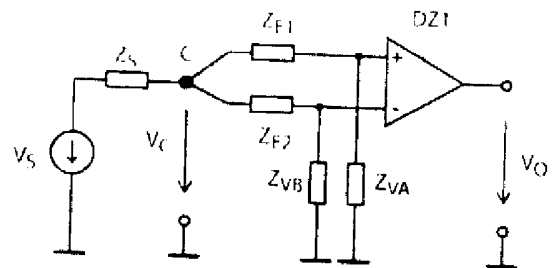
7.1.1 1/2

2010-509

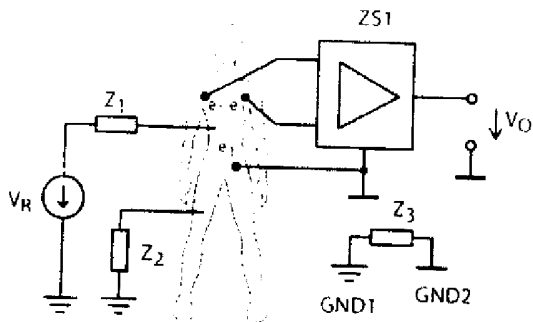
2010-509



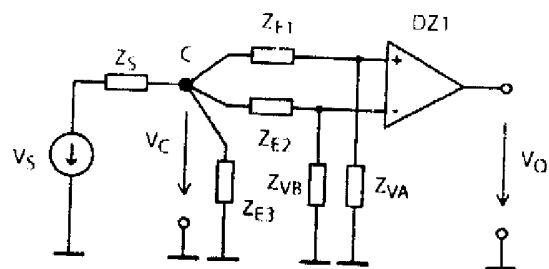
Obr. 1a



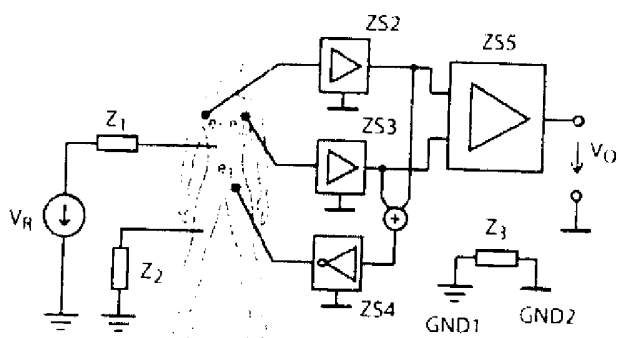
Obr. 1b



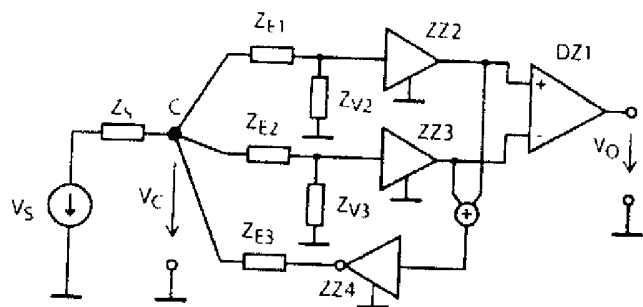
Obr. 2a



Obr. 2b



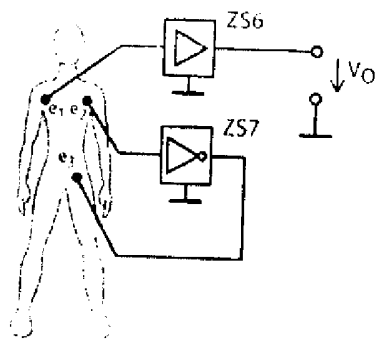
Obr. 3a



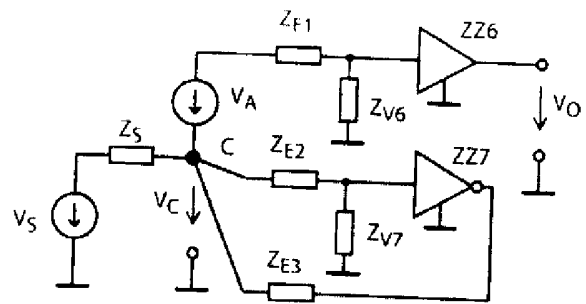
Obr. 3b

2/2

2010-509



Obr. 4a



Obr. 4b