



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

210550

(11) (B1)

(22) Přihlášeno 15 08 80
(21) (PV 5618-80)

(51) Int. Cl.³
A 61 B 5/10

(40) Zveřejněno 29 05 81

(45) Vydáno 15 07 83

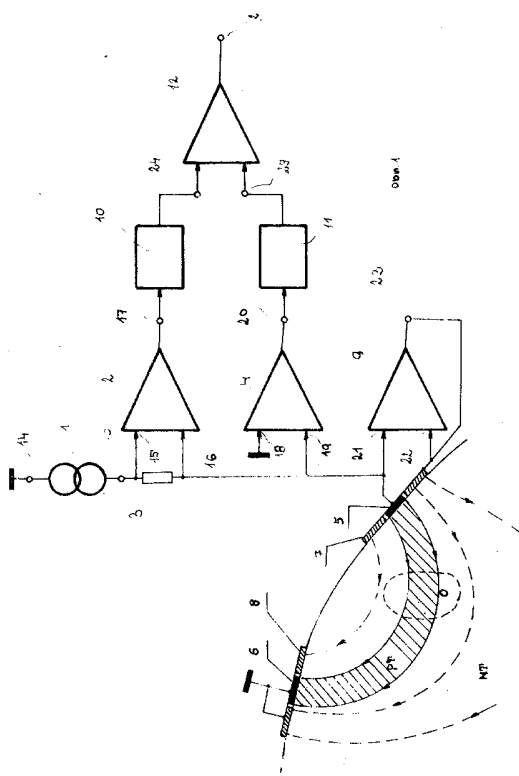
(75)

Autor vynálezu

BŘEZINA KAREL ing. CSc., BRNO

(54) Zapojení přístroje pro hloubkovou reografii

Vynález se týká oboru zdravotnické techniky. Zapojení podle vynálezu se týká přístroje pro hloubkovou reografii a řeší měření změn impedance živé tkáně v průběhu určitého fyziologického cyklu, například srdečního nebo dýchacího. Podstata zapojení podle vynálezu spočívá v tom, že první vstup zdroje harmonického proudu je připojen jednak na první vstup prvního diferenciálního zesilovače, jednak přes rezistor na druhý vstup prvního diferenciálního zesilovače a zároveň na druhý vstup druhého diferenciálního zesilovače, dále na první vstup operačního zesilovače a na první měřicí elektrodu, přičemž druhý výstup zdroje harmonického elektrického proudu je zároveň s prvním vstupem druhého diferenciálního zesilovače a s druhou měřicí elektrodou i druhou pomocnou elektrodou připojen na nulový potenciál a druhý vstup operačního zesilovače je spojen s první pomocnou elektrodou a s výstupem operačního zesilovače, zatímco výstup prvního diferenciálního zesilovače je přes první detektor připojen na první vstup třetího diferenciálního zesilovače a výstup druhého diferenciálního zesilovače je připojen přes druhý detektor na druhý vstup třetího diferenciálního zesilovače, přičemž výstup třetího diferenciálního zesilovače je výstupem zapojení. Příklad zapojení podle vynálezu je znázorněn na přiloženém výkrese v přihlášce vynálezu.



Vynález se týká zapojení přístroje pro hloubkovou reografii - reopletyzmografii, tj. přístroje pro měření impedance živé tkáně v průběhu určitého fyziologického cyklu, například srdečního nebo dýchacího.

Při obvyklých zapojeních reografů všech typů se zúčastňuje na měření živé tkáně celý elektrický proud přiváděný do tkáně ze zdroje prostřednictvím elektrod. Tento proud je v měřené tkáni rozložen nerovnoměrně v závislosti na geometrickém tvaru, velikosti a vzájemné poloze elektrod, dále na fyzikálních vlastnostech a polohách různých částí a vrstev tkáně a na intenzitě jejich prokrvení. Výsledkem měření je jakási informace o stavu tkáně jako celku. Taková informace nemusí upozornit lékaře na lokální poruchu tkáně, jestliže tato není natolik výrazná, aby podstatně ovlivnila celkový výsledek měření. Proto vedle obvyklých reografů byly navrženy reografy hloubkové, které umožňují měření pouze v určitém místě tkáně, a to zejména v její hloubce. Zapojení těchto přístrojů je řešeno tak, že se do tkáně přivádí elektrický proud prostřednictvím dvojic elektrod, a to měřicích a pomocných, přičemž měřicí elektroda je s příslušnou pomocnou elektrodou na stejném elektrickém potenciálu, avšak nemusí být s ní přímo spojena, a to alespoň u jedné dvojice. U dosavadních zapojení hloubkových reografů jsou tyto požadavky splněny použitím symetrické soustavy elektrických obvodů s ideálními cívkami, magneticky vázanými a s činitelem vazby $k=1$. Avšak toto řešení je pouze přibližné, neboť ideální cívky, vyznačující se indukčností bez rezistence, nelze s dostatečnou přesností realizovat. Nejnovější řešení používá namísto magneticky vázaných cívek operační zesilovače.

Oba uvedené způsoby zapojení přístrojů mají však nevýhody. První nevýhoda spočívá v tom, že sledované elektrické napětí na výstupu přístroje se mění nejen v rytmu imedančních změn měřené oblasti v průběhu uvažovaného fyziologického cyklu, nýbrž i vlivem změn amplitudy napětí budicího proudu. To nepříznivě ovlivňuje přesnost vyhodnocení imedančních změn a klade vysoké nároky na stabilitu amplitudy napětí zdroje budicího elektrického proudu. Druhá nevýhoda spočívá v tom, že uvedená zapojení vyhodnocují pouze admitance a ne impedance.

Tyto nedostatky jsou odstraněny zapojením podle vynálezu, jehož podstata spočívá v tom, že první výstup zdroje harmonického elektrického proudu o konstantní amplitudě je připojen jednak na první vstup prvního diferenčního zesilovače, jednak přes rezistor na druhý vstup prvního diferenčního zesilovače a zároveň na druhý vstup druhého diferenčního zesilovače, dále na první vstup operačního zesilovače a na první měřicí elektrodu, přičemž druhý výstup zdroje harmonického elektrického proudu je zároveň s prvním vstupem druhého diferenčního zesilovače a s druhou měřicí elektrodou i druhou pomocnou elektrodou připojen na nulový potenciál, a druhý vstup operačního zesilovače je spojen s první pomocnou elektrodou a s výstupem operačního zesilovače, zatímco výstup prvního diferenčního zesilovače je přes první detektor připojen na první vstup třetího diferenčního zesilovače a výstup druhého diferenčního zesilovače je připojen přes druhý detektor na druhý vstup třetího diferenčního zesilovače, přičemž výstup třetího diferenčního zesilovače je výstupem zapojení.

Výhoda zapojení podle vynálezu spočívá v tom, že se dosáhne rovnosti elektrických potenciálů pro měřicí a pomocnou elektrodu, a tím se splní nutné podmínky pro hloubkové měření, přičemž se neuplatňuje vliv kolísání amplitudy budicího elektrického proudu, což zvyšuje přesnost vyhodnocení změny modulu impedance měřené oblasti živé tkáně v průběhu uvažovaného fyziologického cyklu. Další výhodou je méně náročný požadavek na stabilitu amplitudy budicího proudu.

Na přiložených výkresech jsou znázorněny dva příklady zapojení přístroje podle vynálezu, přičemž na obr. 1 je schéma zapojení s kruhovými elektrodami a na obr. 2 je totéž zapojení s elektrodami páskovými.

První výstup 1 zdroje 1 harmonického elektrického proudu konstantní amplitudy je připojen jednak na první vstup 1 diferenčního zesilovače 2, jednak přes rezistor 3 na druhý

vstup 16 prvního diferenčního zesilovače 2 a zároveň na druhý vstup 19 druhého diferenčního zesilovače 4, dále na první vstup 21 operačního zesilovače 9 a na první měřicí elektrodu 5, přičemž druhý výstup 14 zdroje 1 zároveň s prvním vstupem 18 druhého diferenčního zesilovače 4 a s druhou měřicí (6) a druhou pomocnou (8) elektrodou jsou připojeny na nulový potenciál, kdežto druhý vstup 22 operačního zesilovače 9 je připojen na první pomocnou elektrodu 7 a na výstup 23 operačního zesilovače 9, zatímco výstup 17 prvního diferenčního zesilovače 2 je přes první detektor 10 připojen na první vstup 24 třetího diferenčního zesilovače 12 a výstup 20 druhého diferenčního zesilovače 4 je připojen přes druhý detektor 11 na druhý vstup 25 třetího diferenčního zesilovače 12, jehož výstup 26 je zároveň výstupem zapojení.

Funkce zapojení podle vynálezu je následující: po připojení měřené živé tkáně "MT" prostřednictvím první měřicí elektrody 5 a druhé měřicí elektrody 6, první pomocné elektrody 7 a druhé pomocné elektrody 8, začne ze zdroje 1 a z operačního zesilovače 9 protékat tkáni elektrický proud. Tento proud má charakter dvou prostorově oddělených složek, a to měřicí proud I dodávaný zdrojem 1 a přiváděný do tkáně prostřednictvím první a druhé měřicí elektrody 5 a 6 a pomocný proud I_p dodávaný operačním zesilovačem 9 a přiváděný do tkáně prostřednictvím první pomocné elektrody 7 a druhé pomocné elektrody 8.

Operační zesilovač 9 zaručuje svými vlastnostmi, že první měřicí elektroda 5 je na stejném elektrickém potenciálu jako první pomocná elektroda 7, takže mezi nimi neprotéká žádný elektrický proud a obě elektrody dohromady vytvářejí spolu s druhou měřicí elektrodou 6 a druhou pomocnou elektrodou 8 takové rozložení elektrického proudu v měřené tkáni jako při obvyklém měření. Měřicí proud I zakreslený na obrázku obr. 1 jako proudová trubice "PT" prochází sledovanou oblastí "O" v hloubce tkáně. Neznámá měřená impedance Z_x části tkáně zaujaté prostorově proudovou trubicí "PT" i porovnávací rezistor 3 o odporu R_n jsou protékány tímž elektrickým proudem I , který na nich vytvoří úbytky napětí. Tyto úbytky napětí jsou snímány diferenčními zesilovači 4, 2, vyznačujícími se vysokou vstupní impedancí. Pomocí těchto zesilovačů jsou zesíleny a v detektorech 11 a 10 usměrněny.

Porovnání usměrněných napětí se děje v diferenčním zesilovači 12. Změnami zesílení A_1 , A_2 diferenčních zesilovačů 2, 4 lze dosáhnout stavu vyvážení nebo mírného nevyvážení, kdy na výstupu 26 diferenčního zesilovače 12 je buď napětí nulové, nebo blízké nule. V tom případě platí:

$$Z_x = \frac{k_{D1}}{k_{D2}} \frac{A_1}{A_2} R_n$$

Zpravidla bývá $k_{D1} = k_{D2} = k_D$, pak

$$Z_x = \frac{A_1}{A_2} R_n$$

Dále platí

$$dZ_x = \frac{dU_{26}}{k_D A_2 A_3 I_{\max}}$$

kde Z_x je modul měřené impedance "PT"
 R_n je odpor rezistoru 3
 k_D je konstanta detektorů 10, 11
 A_1 je zesílení diferenčního zesilovače 2
 A_2 je zesílení diferenčního zesilovače 4
 A_3 je zesílení diferenčního zesilovače 12
 $I_{\max}$ je amplituda měřicího elektrického proudu

dU_{26} je změna napětí na výstupu 26
 dZ_x je změna modulu měřené impedance.

Zapojení lze doplnit příslušnou zpětnou vazbou s přidavným obvodem a uzpůsobit jej na automatický nebo poloaautomatický režim činnosti. Doplníme-li zapojení fázovými detektory, lze vyhodnocovat i reálnou a imaginární složku neznámé měřené impedance Z_x , popřípadě jejich změny.

PŘEDMĚT VYNÁLEZU

Zapojení přístroje pro hloubkovou reografii, vyznačující se tím, že první výstup (13) zdroje (1) harmonického elektrického proudu o konstantní amplitudě je připojen jednak na první vstup (15) prvního diferenčního zesilovače (2), jednak přes rezistor (3) na druhý vstup (16) prvního diferenčního zesilovače (2) a zároveň na druhý vstup (19) druhého diferenčního zesilovače (4) dále na první vstup (21) operačního zesilovače (9) a na první měřicí elektrodu (5), přičemž druhý výstup (14) zdroje (1) harmonického elektrického proudu je zároveň s prvním vstupem (18) druhého diferenčního zesilovače (4) a s druhou měřicí elektrodou (6) i druhou pomocnou elektrodou (8) připojen na nulový potenciál, a druhý vstup (22) operačního zesilovače (9) je spojen s první pomocnou elektrodou (7) a výstupem (23) operačního zesilovače (9), zatímco výstup (17) prvního diferenčního zesilovače (2) je přes první detektor (10) připojen na první vstup (24) třetího diferenčního zesilovače (12) a výstup (20) druhého diferenčního zesilovače (4) je připojen přes druhý detektor (11) na druhý vstup (25) třetího diferenčního zesilovače (12), přičemž výstup (26) třetího diferenčního zesilovače (12) je výstupem zapojení.

2 listy výkresů

