



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

220360
(11) (B1)

(22) Přihlášeno 07 07 80
(21) (PV 4824-80)

(40) Zveřejněno 15 09 82

(45) Vydáno 15 11 85

(51) Int. Cl.³
A 61 B 5/00

(75)

Autor vynálezu

BŘEZINA KAREL ing. CSc., BRNO

(54) Zapojení přístroje pro hloubkové měření admitance živé tkáně

1

Vynález se týká zapojení přístroje pro měření admitance živé tkáně, tvořené zdrojem harmonického elektrického proudu o konstantní amplitudě napětí, který má první výstup připojen na druhou pomocnou elektrodu, na druhou měřicí elektrodu a zem, druhý výstup má připojen na první pomocnou elektrodu, a jednak přes posuvatel fáze na druhý vstup prvního fázového detektoru, jehož první vstup je spojen se vstupem detektoru a s prvním vstupem druhého fázového detektoru, přičemž výstup prvního fázového detektoru je zároveň druhým výstupem zapojení, výstup detektoru je zároveň prvním výstupem zapojení a výstup druhého fázového detektoru je zároveň třetím výstupem zapojení.

Při obvyklém měření admitance živé tkáně 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 a vzájemné poloze elektrod, dále na fyzikálních vlastnostech různých částí tkáně a na intenzitě jejich prokrvení.

Výsledkem měření je jakási průměrná informace o stavu měřené tkáně jako celku. Taková informace nemusí upozornit lékaře na lokální „poruchu“ tkáně, jestliže tato není

2

natolik výrazná, aby podstatně ovlivnila celkový výsledek měření. Proto je třeba realizovat metodu, která umožní měření pouze v určitém místě tkáně, a to zejména v její hloubce.

Tuto metodu nazýváme hloubkovým měřením. Spočívá v tom, že do tkáně se přivádí elektrický proud prostřednictvím dvojích elektrod, a to měřicích a pomocných, přičemž měřicí elektroda je s příslušnou pomocnou elektrodou na stejném elektrickém potenciálu, avšak nesmí být s ní přímo spojena, a to alespoň u jedné dvojice.

U dosavadních přístrojů pro hloubkové měření tkáně jsou tyto požadavky splněny použitím symetrické soustavy elektrických obvodů s ideálními cívkami, magneticky vázanými s činitelem vazby $k=1$. Avšak toto řešení je pouze přibližné, neboť ideální cívky vyznačující se indukčností bez rezistence nelze s dostatečnou přesností realizovat.

Tyto nedostatky jsou odstraněny zapojením podle vynálezu, jehož podstata spočívá v tom, že první pomocná elektroda je připojena k prvnímu vstupu operačního zesilovače a dále na druhý vstup druhého fázového detektoru a první měřicí elektroda je připojena na druhý vstup operačního zesilovače a přes odpor na výstup operačního zesilovače, přičemž paralelně k tomuto od-

poru je svými vstupy připojen diferenční zesilovač, který má výstup připojen na první vstup prvního fázového detektoru.

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.

Na výkresu je znázorněno schéma zapojení přístroje pro hloubkové měření tkáně podle vynálezu.

Zdroj **1** harmonického proudu o konstantní amplitudě napětí má první výstup **13** připojen jednak na druhou pomocnou elektrodu **9**, a jednak na druhou měřicí elektrodu **7** připojenou na nulový potenciál a druhý výstup **14** má připojen jednak přes posuvatel fáze **2** na druhý vstup **22** prvního fázového detektoru **10**, a jednak na první pomocnou elektrodu **8** spojenou s prvním vstupem **15** operačního zesilovače **3** a dále připojenou na druhý vstup **27** druhého fázového detektoru **11**.

Druhý vstup **16** operačního zesilovače **3** je připojen na první měřicí elektrodu **6** a přes odpor **5** na výstup **17** operačního zesilovače **3**, přičemž paralelně k tomuto odporu **5** je prvním vstupem **18** a druhým vstupem **19** připojen diferenční zesilovač **4**. Výstup **20** diferenčního zesilovače **4** je spojen v uzlu s prvním vstupem **21** prvního fázového detektoru **10**, s prvním vstupem **26** druhého fázového detektoru **11** a se vstupem **24** detektoru **12**. Výstup **25** detektoru **12** je zároveň prvním výstupem zapojení, výstup **23** prvního fázového detektoru **10** je zároveň druhým výstupem zapojení a výstup **28** druhého fázového detektoru **11** je zároveň třetím výstupem zapojení.

Funkce zapojení podle vynálezu je následující: po připojení měřené živé tkáně „MT“ prostřednictvím první měřicí elektrody **6** a druhé měřicí elektrody **7**, první pomocné elektrody **8** a druhé pomocné elektrody **9** začne ze zdroje **1** harmonického proudu o konstantní amplitudě napětí a z operačního zesilovače **3** protékat elektrický proud. Tento proud má charakter dvou prostorově oddělených složek, a to pomocný proud I_p dodávaný zdrojem **1** harmonického proudu a přiváděný do tkáně prostřednictvím první a druhé pomocné elektrody **8** a **9** a měřicí proud $\bar{I}$ dodávaný operačním zesilovačem **3** a přiváděný do tkáně prostřednictvím první

měřicí elektrody **6** a druhé měřicí elektrody **7**. Operační zesilovač **3** zaručuje svými vlastnostmi, že první měřicí elektroda **6** je na stejném elektrickém potenciálu jako první pomocná elektroda **8**, takže mezi nimi neprotéká žádný elektrický proud a obě elektrody dohromady vytvářejí spolu s druhou měřicí elektrodou **7** a druhou pomocnou elektrodou **9** takové rozložení elektrického proudu v měřené tkáni jako při obvyklém měření. Měřicí proud $\bar{I}$ zakreslený na připojeném schématu jako proudová trubice „PT“ prochází oblastí „O“ v hloubce tkáně. Pro admitanci $\bar{Y}_x$ té oblasti měřené tkáně, která je protékána proudovou trubicí „PT“ platí:

$$\bar{Y}_x = \frac{\bar{I}}{\bar{U}}$$

kde $\bar{U}$ je komplexní amplituda napětí zdroje harmonického proudu **1**.

Je-li $\bar{U}$ konst., pak na výstupu **25** detektoru **12** je napětí

$$U = k_d A R U_{\max} Y_x$$

Na výstupu **23** prvního fázového detektoru **10** je napětí

$$U = k_{fd} A R U_{\max}^2 B_x$$

a na výstupu **28** druhého fázového detektoru **11** je napětí

$$U = k_{fd} A R U_{\max}^2 G_x$$

kde

$$\bar{Y}_x = G_x - j B_x \text{ a } Y_x = |\bar{Y}_x|$$

k_d — je konstanta charakterizující detektor **12**

k_{fd} — je konstanta charakterizující první a druhý fázový detektor **10** a **11**

A — je zesílení diferenčního zesilovače **4**

Připojí-li se na výstupy přístroje obvody potlačující stacionární složky napětí, lze zapojení použít i pro vyhodnocení změn modulu a složek měření admitance (hloubková reografie či reopletyzmografie).

PŘEDMĚT VYNÁLEZU

Zapojení přístroje pro hloubkové měření admitance živé tkáně tvořené zdrojem harmonického elektrického proudu o konstantní amplitudě napětí, který má výstup připojen na druhou pomocnou elektrodu, na druhou měřicí elektrodu a zem, druhý výstup má připojen na první pomocnou elektrodu a přes posouvatel fáze na druhý vstup prvního fázového detektoru, jehož první vstup je připojen se vstupem detektoru a s prvním vstupem druhého fázového detektoru, přičemž výstup prvního fázového detektoru je zároveň druhým výstupem zapojení, výstup detektoru je zároveň prvním vý-

stupem zapojení a výstup druhého fázového detektoru je zároveň třetím výstupem zapojení, vyznačující se tím, že první pomocná elektroda je připojena k prvnímu vstupu (15) operačního zesilovače (3) a dále na druhý vstup (27) druhého fázového detektoru (11) a první měřicí elektroda je připojena na druhý vstup (16) operačního zesilovače (3) a přes odpor (5) na výstup (17) operačního zesilovače (3), přičemž paralelně k tomuto odporu (5) je svým prvním vstupem (18) a druhým vstupem (19) připojen diferenční zesilovač (4), který má výstup (20) připojen na první vstup (21) prvního fázového detektoru (10).

1 list výkresů

