

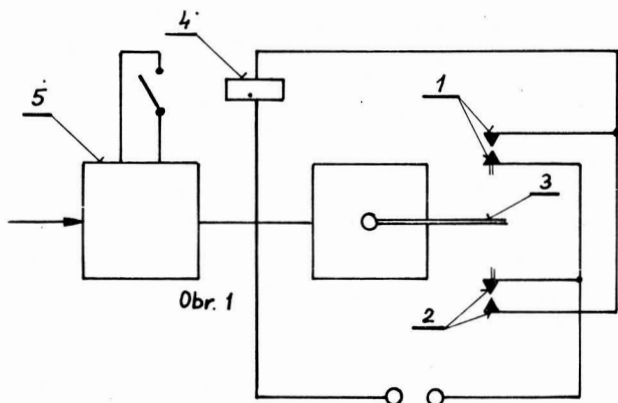
NOVINKY ZDRAVOTNICKÉ TECHNIKY

AUTOMATICKÉ OVLÁDÁNÍ RYCHLOSTARTU ELEKTROKARDIOGRAFŮ

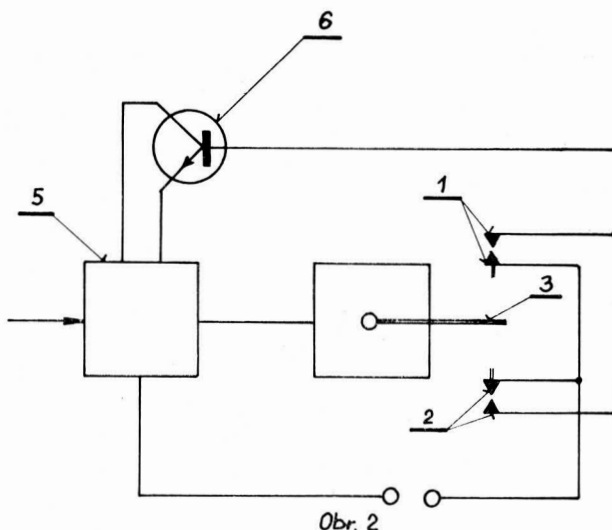
Nevýhody dosud používaných obvodů rychlostartu elektrokardiografů odstraňuje zapojení podle vynálezu ing. Vladimíra Vejrosty z Brna.

Obr. 1 znázorňuje zapojení rychlostartu pomocí elektromagnetického relé a obr. 2 zapojení rychlostartu pomocí elektronického spínače.

Na pevné části registračního zařízení (obr. 1) jsou připojeny koncové spínače (1), (2), které jsou ovládány pohyblivou částí tohoto zařízení, například psací ručkou (3). Koncové spínače (1), (2) jsou zapojeny do obvodu elektromagnetického relé (4), které ovládá zapojení vlastního obvodu rychlostartu (5). Elektromagnetické relé (4) lze nahradit elektronickým spínačem (6), jak je patrné z obr. 2.



Dojde-li vlivem vstupního signálu k vychýlení pohyblivé části registračního zařízení, například psací ručky (3), mimo psací rozsah, sepne tato ručka (3) jeden z koncových spínačů (1), (2), které řídí obvod elektromagnetického relé (4) nebo elektronického spínače (6).



Tím dojde k zapnutí vlastního rychlostartu (5) přístroje a k navrácení psací ručky (3) do psacího rozsahu.

Výhodou tohoto zapojení je, že odstraňuje ruční obsluhu rychlostartu elektrokardiografu v případě, že vlivem vnějších artefaktů dojde na vstupu přístroje k vychýlení psací ručky z psacího rozsahu. Výhodou je i to, že záznam vymizí pouze na dobu skutečného přetížení přístroje a psací ručka se opět sama vrátí zpět, aby pokračovala v záznamu. Tím je bez zásahu obsluhy zaručena největší možná výtěžnost záznamu.

Toto řešení je důležité pro malé přístroje a pro přístroje napájené z baterií, kde je přínosem snížení příkonů ze zdrojů při přetížení zapisovače.

[Čs. autorské osvědčení, čís. 167 045]

-S-

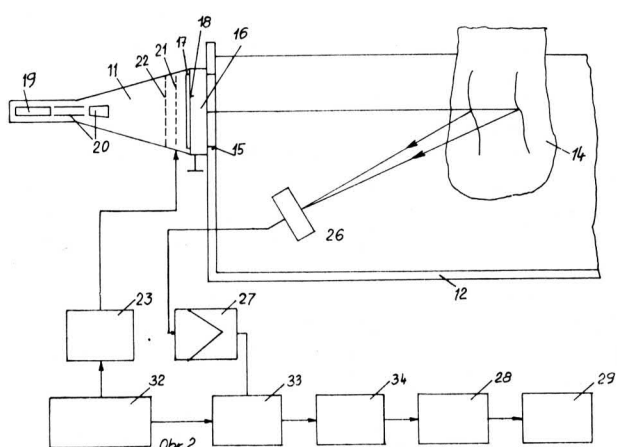
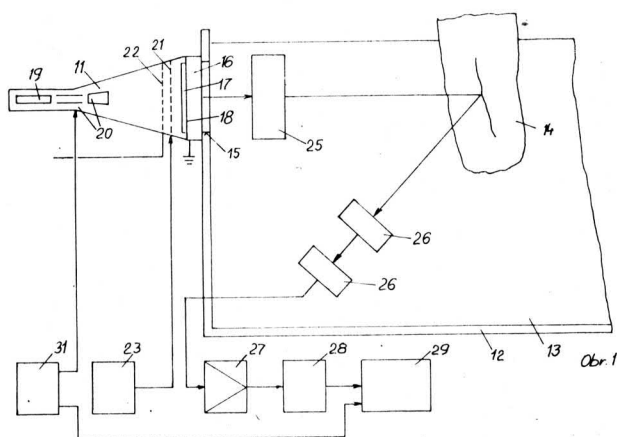
ULTRAZVUKOVÝ PROHLÍŽECÍ PŘÍSTROJ PRO LÉKAŘSKOU DIAGNOSTIKU

Nedostatky dosud používaných ultrazvukových převaděčů obrazů (malá citlivost, malá rozlišovací schopnost v oblasti prohlíženého objektu, nemožnost hloubkového rozlišení) odstraňuje ultrazvukový prohlížeč přístroj pro lékařskou diagnostiku s ultrazvukovým vysílačem a přijímačem podle vynálezu, jehož autorem je inž. George William Gray, Lambertville (USA).

Na obrázku 1 je tento přístroj znázorněn schematicky a obrázek 2 představuje zvětšený

výřez stínicího krytu katodové trubice, uspořádané v ultrazvukovém vysílači.

Zařízení k prohlížení vyšetřovaného objektu 14 ultrazvukem obsahuje katodovou trubici na způsob snímací elektronky 11 pro rozklad pohyblivým paprskem, která je společně se svým stínicím krytem 15 upevněna na tanku 12, naplněném kapalným ultrazvukovým vazebním prostředkem 13 (vodou). Stínicí kryt 15 snímací elektronky 11 sestává z mosazné čelní desky 16, která je ve styku s ultrazvukovým vazeb-



ním prostředkem 13 a deskovitým piezoelektronickým měničem 17. Ten je na jedné straně opatřen vrstvou 18 kovového filmu a připojen touto stranou pomocí akustické izolační vrstvy 18 k čelní desce 16. Izolační vrstva 18 obsahuje piezoelektrickou vrstvu 17a, přichycenou lepidlem, a může sloužit k mechanickému upevnění měniče 17 na čelní desku 16. Snímací elektronka 11 obsahuje kromě toho jako zdroj elektronových paprsků katodovou trubici 19 a vychylovací elektrody 20.

Mezi vychylovacími elektrodami 20 a stínícím krytem 15 jsou uspořádány dvě mřížkové elektrody 21 a 22. Mřížková elektroda 21 je bezprostředně před měničem 17 a je spojena s vf oscilátorem 23. Druhá mřížková elektroda 22, která je uspořádána před ní, slouží k zabránění vlivu fokuzace nebo vychýlení elektronového paprsku vlivem pole vysoké frekvence, jež je na mřížkové elektrodě 21.

Tloušťka čelní desky 16 odpovídá celému číslu násobku půlvlnové délky ultrazvukové vlny s frekvencí vloženou na mřížkovou elektrodu 21. Tím zůstane reflexe ultrazvuku přes značné nepřizpůsobení akustické impedance mezi čelní deskou 16 a ultrazvukovým vazebním prostředkem 13 minimální. Při frekvenci 3,5 kHz, vložené na mřížkovou elektrodu 21, má mosazná deska 16 například tloušťku asi 6,35 mm (≈ 10 půlvlnových délek).

V tanku 12 je v dráze paprsků ultrazvuku uspořádána ultrazvuková čočka 25, která slouží k zobrazování bodu povrchu měniče 17 na bod na vyšetřovaném objektu 14. Touto ultrazvukovou čočkou 25 je umožněno fokuzovat paprsek ultrazvuku v rovině uvnitř vyšetřovaného objektu 14. Na téže straně vyšetřovaného objektu 14, na které je vysílač, je uspořádána druhá ultrazvuková čočka 26, a měnič příjmu v dráze paprsků odražejících se ultrazvukových paprsků. Měnič 26 příjmu je spojen se zesilovačem 27 a s demodulátorem 28 amplitud, na jehož vývod je připojena obrazovka 29. Tato obrazovka a snímací elektronka 11 jsou spojeny se společnou vychylovací jednotkou 31 za účelem synchronizace.

Piezoelektrický měnič 17 pracuje jako elektronicky řízený zdroj ultrazvuku obdobně jako při rozkladu pohyblivým paprskem. Tvar a relativní poloha tvaru impulsu ve vodiči se řídí fokuzací a vychýlením elektronového paprsku, který se dostane na vnitřní povrch měniče 17. Napětí stopy, vytvořené elektronovým paprskem, sleduje mřížkové napětí piezoelektrického měniče 17 a je tak nabuzeno k vytváření ultrazvukových vln. Vznikající ultrazvuková vlna se šíří čelní deskou 16, ultrazvukovým vedením prostředkem 13 a čočkou 25 směrem k vyšetřovanému objektu 14. Tyto elementy jsou fokuzovány čočkou 25 na bod v požadované hloubce objektu 14. Mezní plochy tkání a jiné nerovnoměrnosti uvnitř objektu 14 odráží část ultrazvukové energie, mimo jiné ve směru k měniči 26 přijímače, snímá ultrazvukové vlny a přeměňuje je v elektrický vf signál. Po zesílení v zesilovači 27 se tento signál amplitudově moduluje a modulačního signálu se používá k řízení jasu obrazovky 29.

Tento ultrazvukový prohlížeč přístroj dosahuje, ve srovnání s dosud používanými přístroji tohoto druhu, při menší intenzitě ultrazvuku podstatně vyšší citlivosti.

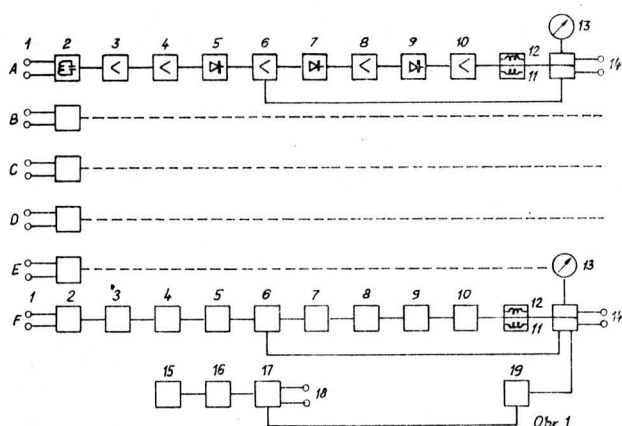
(Čs. patent čís. 164 914)

-S-

ZAŘÍZENÍ K MĚŘENÍ ZMĚN VODIVOSTI ŽIVÉ TKÁNĚ V ZÁVISLOSTI NA JEJÍM PROKRVENÍ

Nedostatky dosud používaných metod k měření změn vodivosti živé tkáně odstraňuje zařízení podle vynálezu ing. Václava Zimy, DrSc., Františka Hrabánka a Josefa Bímy z Prahy.

Blokové schéma tohoto zařízení je znázorněno na obrázku 1. Zařízení se skládá ze souboru snímacích elektrod jednotlivých kanálů, které jsou vodivě spojeny se vstupními svorkami (1)



a tím připojeny k rezonančnímu vstupnímu obvodu [2], jehož výstupní svorka je spojena se vstupem aperiodického zesilovače [3]. Výstup tohoto zesilovače [3] je spojen s prvním úzkopásmovým zesilovačem [4], jehož výstup je spojen s prvním diodovým zesilovačem [5] hloubky modulace, připojeným ke vstupu druhého úzkopásmového zesilovače [6]. Výstup tohoto zesilovače je spojen s druhým diodovým zesilovačem [7] hloubky modulace, jehož výstup je zapojen na vstup třetího úzkopásmového zesilovače [8], připojeného výstupem ke vstupu třetího diodového zesilovače [9] hloubky modulace. Výstup tohoto diodového zesilovače [9] je spojen se vstupem čtvrtého úzkopásmového zesilovače [10], na jehož dvojité výstup je připojen první detektor [11] a druhý detektor [12] výstupního signálového napětí. Z prvního detektoru [11] výstupního napětí je zavedena záporná zpětná vazba do prvního nebo druhého úzkopásmového zesilovače [4], [6] a na druhý detektor [12] výstupního napětí je připojen indikační přístroj [13]. Oba detektory [11] a [12] výstupního napětí jsou opatřeny výstupními svorkami [14] pro připojení registračního oscilografu.

Zařízení se dále skládá ze zdroje stabilního

kmitočtu, složeného z oscilátoru [15] s piezoelektrickým rezonátorem, jehož výstup je připojen na oddělovací stupeň [16]. Výstup tohoto oddělovacího stupně [16] je spojen s obvodem [17] pro impedanční přizpůsobení, jehož výstup je opatřen výstupními svorkami [18] pro připojení stimulační elektrody. K zařízení patří též stabilizovaný zdroj [19] stejnosměrného napětí.

Změny vodivosti živé tkáně, které jsou důsledkem rytmické činnosti srdce v organismu, se projeví změnou intenzity elektrického pole mezi elektrodami jednotlivých snímacích kanálů. Mezi elektrodami proto vznikne AM modulovaný napěťový signál, jehož hloubka modulace je úměrná změnám vodivosti živé tkáně. Jelikož změny vodivosti jsou velmi malé, je i hloubka modulace vytvářeného signálu neobvykle mělká (řádů 10^{-4}). K identifikaci těchto malých změn nelze použít běžného AM detektoru s následným stejnosměrným zesilovačem s velkým ziskem, neboť střední hodnota vodivosti se podstatně mění i v průběhu vlastního vyšetřování. Kromě toho by byl výstupní signál silně deformován rušivými poli z elektrovedné sítě. Tyto nesnáze odstraňuje uspořádání snímacího kanálu podle tohoto vynálezu.

Činnost zařízení je v důsledku použití silně záporné zpětné vazby v širokém rozsahu nezávislá na úrovních vstupního signálu a na teplotě. K ověření vlastností zařízení lze před měřením připojit na výstup [18] a vstupy [1] jednotlivých kanálů elektrický odporový náhradní obvod, který umožňuje zařízení cejchovat připínáním malých odporů skokem a modelovat tak změny impedance ve vyšetřovaných organismech. Výstupní napěťový signál je veden ze svorek [14] na registrační oscilograf typu EKG nebo EEG. Úroveň napětí na svorkách [18], spojených se stimulačními elektrodami, je volena 10 V ef, aby signál nedráždil a neohrožoval vyšetřovanou osobu.

(Čs. autorské osvědčení č. 167 497)

-S-