



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU K PATENTU

216157

(11)

(B2)

(51) Int. Cl.³
G 01 N 33/54

(22) Přihlášeno 12 02 80
(21) (PV 942-80)

(40) Zveřejněno 30 11 81

(45) Vydáno 15 10 84

(72)
Autor vynálezu

BUKNA PÉTER, MÉSZÁROS FERENC, NAGY FERENC, TÓTH FERENC,
BUDAPEŠT (MLR)

(73)
Majitel patentu

MEDICOR MŮVEK, BUDAPEŠT (MLR)

(54) Zařízení pro automatické stanovení nasycení krve kyslíkem

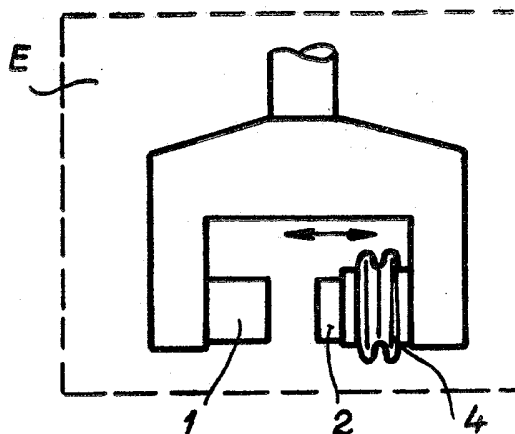
1

2

Vynález se týká zařízení pro automatické stanovení nasycení krve kyslíkem nebo koncentrace krevního barviva in vivo.

Podle vynálezu je na ušním snímači na pouzdru zdroje světla nebo snímače světla vzduchová komora z pružného materiálu, která je připojena k akční jednotce, spojené s řídicí jednotkou a s aritmetickým obvodem.

Zařízením jsou umožněna měření nezávislá na ušní tkáni.



Obr. 2

Vynález se týká zařízení pro automatické stanovení nasycení krve kyslíkem nebo koncentrace krevního barviva in vivo, v němž je vestavěn fotometrický, na základě světelné propustnosti měřicí ušní snímač.

Jak známo, hodnota nasycení krve kyslíkem je důležitým diagnostickým ukazatelem jak u dospělých, tak u kojenců. Stanovení nasycení krve kyslíkem se provádí buď in vitro nebo in vivo, přičemž krevní vzorek se vyšetřuje a měří přímo nebo snímačem přiloženým na povrchu těla. Obě metody patří do klinické oxymetrie, což je všeobecné označení pro fotometrické vyšetření nasycení krve kyslíkem. Do této oblasti náleží také tak zvaná barevná diluční vyšetření, která slouží ke stanovení parametrů krevního oběhu.

Měření in vitro skýtá přesnější hodnotu. Jeho nevýhodou je, že odběr tepenné krve nutně k měření je intenzivní zátěží pro živý organismus, hlavně u kojenců, že vyžaduje pečlivou přípravu, a že nelze plynule sledovat měřené parametry.

Ze shora uvedeného vyplynula snaha vyvinout zařízení, které by se svou přesností blížilo k měřicímu přístroji pracujícím in vitro a bylo vhodné, při minimální obsluze, ke kontinuálnímu sledování měřeného parametru. Dosud byla proto vyvinuta mnohá zařízení, která se v praxi dobře osvědčila. Společným znakem těchto zařízení je fotometrický, na základě světelné propustnosti měřicí snímač, přiložený k uchu. Ucho je totiž obzvláště vhodné pro provádění oxymetrických měření, protože je prokrveno daleko víc, než vyžaduje jeho ústrojová potřeba a kromě toho je pro tento účel anatomicky nejlépe vybaveno.

Mezi známými zařízeními se rozeznávají dvě varianty podle principu, jakým je při měření eliminován vliv rušícího činitele ušní tkáně.

U jedné varianty se postupuje podle klasických předpisů fotometrické měřicí techniky. Krev se vytlačuje z ušní tkáně pomocí pouzdra (zdroje světla), které je pohyblivé pomocí šroubového vřetena ve směru osy, přičemž pouzdro zdroje světla a pouzdro snímače světla svírají ušní tkáň. Bezkrvná ušní tkáň slouží ke stanovení referenčního stavu. Na něj se nastavuje pro případ naplnění ušní tkáně krví výstupní signál. Z výstupního signálu se určí pomocí zpracovávající jednotky nasycení krve kyslíkem, popřípadě koncentrace barevné látky vpravené do krve. Tento způsob měření má vzhledem k manuálnímu nastavení dvě chyby, nelze určit ani míru stlačení ušní tkáně, ani uvolňování pouzdra zdroje světla, a to proto, že jak ukazuje zkušenost, při měření in vivo je účelnější prosvětlit měřený vzorek rozptýleným světlem než paralelním svazkem světelných paprsků.

Jinou variantou oxymetrických měřicích zařízení je zařízení, jehož konstrukce však nedovoluje pohyb čelistí snímače. Také není

zde nutno ucho stlačovat. Tímto zařízením se provádějí vyšetření na osmi vlnových délkách. Hodnota nasycení krve kyslíkem se určí ze signálů jednotlivých měřicích kanálů empirickým vztahem. Vztah, případně z něj vyplývající konstanta, je stanovena vyhodnocením měření u mnoha set lidí. Nevýhoda této metody je zřejmá. Lidské ústrojí je rozdílné podle jednotlivých typů a tak v důsledku jeho proměnlivosti nemá empirický vztah všeobecnou platnost. Kromě toho dochází také k rozptylu parametrů jednotlivých optických a optoelektronických měřicích zařízení, která jsou k dispozici. Vhodný výběr zařízení zvyšuje ale náklady výroby. Účelem vynálezu je snaha vyhnout se nevýhodám známých zařízení.

Uvedené nevýhody jsou odstraněny u zařízení pro automatické stanovení nasycení krve kyslíkem nebo koncentrace krevního barviva in vivo podle vynálezu, jehož podstatou je, že na pouzdru zdroje světla nebo snímače světla ušního snímače je uspořádána vzduchová komora z pružného materiálu, výstupy ušního snímače jsou spojeny s prvními vstupy aritmetického obvodu s připojeným měřidlem, na druhý vstup aritmetického obvodu je připojen první výstup řídicí jednotky, jejíž druhý výstup je spojen přes akční jednotku se vzduchovou komorou ušního snímače a/nebo jejíž třetí výstup je spojen se vstupem indikátoru.

U zařízení podle vynálezu se dosahuje dobře definovaných vztahů měření, a to stlačením ucha, popřípadě uvolněním tlačných čelistí ušního snímače, čímž lze eliminovat individuální rozdíly. Velkou předností zařízení jsou poměrně nízké pořizovací náklady.

Příklady provedení zařízení pro automatické stanovení nasycení krve kyslíkem nebo koncentrace krevního barviva in vivo podle vynálezu jsou znázorněny na výkresech, kde obr. 1 představuje známý ušní snímač zařízení, obr. 2 ušní snímač zařízení podle vynálezu, obr. 3 ušní snímač zařízení podle vynálezu, u něhož ústrojí pro vzájemný posuv pouzdra zdroje světla a pouzdra snímače světla je uspořádáno na pouzdru snímače světla, obr. 4 ušní snímač zařízení podle vynálezu, u něhož ústrojí pro vzájemný posuv pouzdra zdroje světla a pouzdra snímače světla je tvořeno motorem a šnekovým převodem, obr. 5 blokové schéma zařízení podle vynálezu s akční jednotkou, obr. 6 diagram změn optické hustoty, k nimž dochází, když po stlačení ucha a po uvolnění tlaku krev zvolna proudí zpět, obr. 7 blokové schéma zařízení podle vynálezu s analyzátozem a indikátorem, obr. 8 blokové schéma zařízení podle vynálezu s akční jednotkou, s analyzátozem a indikátorem, obr. 9 blokové schéma zařízení podle vynálezu s akční jednotkou a s analyzátozem.

Ušní snímač E známého zařízení je podle obr. 1 opatřen snímačem 1 světla a zdrojem

2 světla, jehož pouzdro je opatřeno šroubovým vřetenem 3 pro osový posuv pouzdra zdroje 2 světla a pouzdra snímače 1 světla, tedy ve směru naznačené dvojité šipky.

Konstrukce a funkce zařízení podle vynálezu jsou dále vysvětleny pomocí ušního snímače znázorněného na obr. 2 a pomocí schématu zapojení na obr. 5.

Ušní snímač E se odlišuje od obvyklého snímače tím, že na pouzdru světelného zdroje 2 je umístěna žebrovaná, z pružného materiálu vyrobená vzduchová komora 4, připojená na akční jednotku B. Má-li být provedeno měření, přinutí se řídicí jednotkou V, která je v tomto případě pneumatická, akční jednotka B, aby uvedla vzduchovou komoru 4 pod tlak. Působením tlaku se pohybuje pouzdro světelného zdroje 2 axiálně a vytlačuje krev z ucha. Poté se sejmou na příkaz řídicí jednotky V prostřednictvím aritmetické jednotky H výstupní signály na výstupech ušního snímače E a takto získané vzorové signály se uloží do paměti v aritmetickém obvodu H k dalšímu zpracování. Poté působením akční jednotky B se zruší tlak ve vzduchové komoře 4.

Nasycení krve kyslíkem, popřípadě koncentrace barviva obsaženého v krvi, se stanoví aritmetickým obvodem H ze signálů, charakterizujících prokrvenou ušní tkáň. V případě předem nastaveného tlaku vzduchu zůstává míra stlačení ušní tkáně stále konstantní. Tím je významně zlepšena přesnost a reprodukovatelnost měření u tohoto zařízení.

Provedení ušního snímače E podle obr. 3 se liší od provedení ušního snímače E podle obr. 2 tím, že snímač 1 světla je axiálně posuvný pomocí šroubového vřetena 3, aby se zajistily optimální podmínky měření také u ušních tkání rozdílné tloušťky.

Další provedení ušního snímače E podle vynálezu je na obr. 4. Axiální posuv pouzdra zdroje 2 světla je zde prováděn motorem 5 a šnekovým převodem 6. Nastavení stupně stlačení ušní tkáně může být vyřešeno například snížením napájecího proudu motoru 5, mechanickým řešením a podobně. Konkrétní provedení tohoto mechanismu není předmětem tohoto vynálezu. Akční jednotka B je v tomto případě řešena výlučně elektrickými prostředky. Popsaná řešení jsou vhodná pro zvýšení přesnosti, popřípadě reprodukovatelnosti měření na podkladě stejnoměrné stlačení ušní tkáně. Jiná možnost spočívá v tom, že se ušní snímač E ponechá otevřeným za předpokladu, že během měřicího postupu šterbina mezi povrchem ucha a čelní plochou pouzdra zdroje 2 světla, popřípadě snímače 1 světla může být přesně definována.

K tomuto účelu bude pomocí obr. 6 blíže zkoumána změna optické hustoty d , ke které dochází, jakmile přestane stlačování ušní tkáně. Na vodorovné ose grafu na obr. 6 je vyneseno čas t , na jeho svislé ose optická hustota d .

Přestane-li se plynule stlačovat ušní tkáň od okamžiku t_0 , dojde v okamžiku t_1^s v blízkosti systolického krevního tlaku ke krátkodobému proudění krve, jehož hodnota se zvyšuje v okamžicích $t_2^s, t_3^s, \dots, t_{n-1}^d$. Jakmile ustane stlačování ucha úplně, dosáhne se v diastolickém okamžiku t_{n-1}^d hodnota vzdálenosti, při které je ušní tkáň plně prokrvena, a která se při dalším uvolnění, to je v čase t_n^d , již více nemění. Optické hustoty měřitelné na libovolném výstupu snímače 1 světla se vzájemně shodují v okamžicích t_{n-1}^d a t_n^d . Skládají se ze základní hodnoty D_{n-1} , D_n a ze složky d_{n-1} , d_n , závislé na taktu pulsové vlny, tedy proměnné. Vhodným zapojením analyzátoru A lze ze signálu ušního snímače E určit okamžik t_n^d , v němž je splněna rovnice $D_{n-1} = D_n$, popřípadě $d_{n-1} = d_n$.

Další zvětšení mezery mezi pouzdrům snímače 1 světla a pouzdrům zdroje 2 světla není nutné, popřípadě je nevhodné, protože tak by se jen zvětšila možnost chyby, například dopadem rozptýleného světla.

Hodnotu v okamžiku t_n^d lze tedy považovat za optimální míru uvolnění, kterou lze určit jednoznačně u každého měření.

Podle shora uvedených úvah bylo zhotoveno zařízení podle obr. 2 a 7. Řídicí jednotkou V se aritmetický obvod H na uzavřeném ušním snímači 1 uvede do stavu „odběr a uložení vzorků do paměti“. Jakmile se ušní snímač E ručně uvolní, určí se analyzátozem A, který je napojen na jeden výstup ušního snímače E, okamžik t_n^d optimálně dosažitelné vzdálenosti, například tak, že analyzátor A u následujících pulsových vln v systolických a/nebo diastolických bodech spolu srovnává hodnoty optické hustoty.

V okamžiku t_n^d pak dá signál řídicí jednotce V, čímž je jednak dán pokyn aritmetickému obvodu H k započítání měření, jednak k rozsvícení indikátoru 7 s návěstí STOP, který je umístěn na viditelném místě zařízení, a který zabraňuje dalšímu uvolnění tlačných čelistí.

Jiný příklad provedení zařízení podle vynálezu bude vysvětlen podle obr. 3 a 8. Výchozím stavem jsou zde otevřené, to je uvolněný stav tlačných čelistí ušního snímače E. Pohybuje-li se axiálně pouzdrům snímače 1 světla pomocí šroubového vřetena 3, probíhá postup podle obr. 6 v opačném pořadí. Zásobování ušní tkáně krví je až do okamžiku t_{n-1}^d nerušeno a je v okamžiku t_{n-2}^d horší, ale měření je značně ztiženo. Za optimální dráhu lze přitom označit dráhu existující v okamžiku t_{n-2}^d .

Okamžik t_{n-2}^d se stanoví analyzátozem A připojeným na libovolný výstup ušního snímače E, a to tak, že analyzátor A stanoví a srovná hodnoty optických hustot v systolických a/nebo diastolických bodech po sobě následujících pulsových vln. V okamžiku t_{n-2}^d je analyzátozem A dodán signál řídicí jednotce V, čímž se například rozsvítí na

panelu indikátoru 7 návěstí **STOP**. Poté se řídicí jednotkou V spustí akční jednotka B a aritmetický obvod H.

Akční jednotkou B se uvede vzduchová komora 4 pod tlak a aritmetickým obvodem H se spustí odběr vzorku a vkládání do paměti, ale teprve poté, co byla stisknuta ušní tkáň. Po proběhnutí tohoto pochodu se normalizuje řídicí jednotkou V tlak ve vzduchové komoře 4. Pouzdro zdroje 2 světla zaujme původně nastavenou optimální vzdálenost a začíná měřicí pochod.

Jiný příklad provedení zařízení podle vynálezu bude vysvětlen podle obr. 2, 3 a 9. Východí stav je charakterizován otevřeným postavením ušního snímače E. Při zahájení měření se prostřednictvím řídicí jednotky V ovlivní akční jednotka B tak, aby vzduchová komora 4 se uvedla pod tlak. Po stlačení ušní tkáně aritmetický obvod H zařídí odběr vzorku a jeho uložení v paměti. Pak se tlak vzduchové komory 4 pozvolna sníží pomocí řídicí jednotky V a akční jednotky B.

Mezitím sleduje analyzátor A, připojený na libovolný výstup ušního snímače E, změnu optické hustoty. Tím se určí, jak bylo výše uvedeno, okamžik t_n^d , kde je vzdálenost optimální. V tomto okamžiku dostane řídicí jednotka V signál, čímž se přes akční jednotku B tlak ve vzduchové komoře 4 již dále nesnižuje. V důsledku udržování konstantní hodnoty dosaženého tlaku zůstane velikost mezery optimální. Místo ušního snímače E podle obr. 2 nebo podle obr. 3 lze použít ušního snímače E podle bodu 4. V tomto případě je akční jednotka B sestrojena výhradně z elektrických součástek.

Do rámce vynálezu spadá též případ, kdy ušní snímač E není opatřen světlosnímajícími ústrojími a zdrojem světla, ale světlovláknovou optikou. V tomto případě je jako zdroj světla použito čelní plochy skleněného vlákna, přivádějícího světlo k ušnímu snímači E, a jeho členu snímajícího světlo je použito čelní plochy skleněného vlákna, které odvádí světlo prošlé ušní tkání.

PREDMET VYNÁLEZU

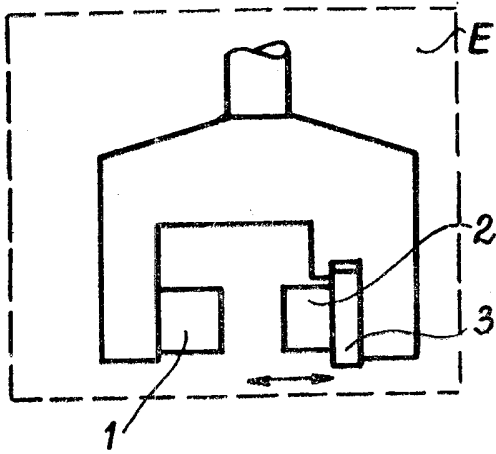
1. Zařízení pro automatické stanovení nasycení krve kyslíkem nebo koncentrace krevního barviva in vivo, v němž je vestavěn fotometrický, na základě světelné propustnosti měřicí ušní snímač, vyznačující se tím, že na pouzdru zdroje (2) světla nebo snímače (1) světla ušního snímače (E) je uspořádána vzduchová komora (4) z pružného materiálu a výstupy ušního snímače (E) jsou spojeny s prvními vstupy aritmetického obvodu (H) s připojeným měřidlem, přičemž na druhý vstup aritmetického obvodu (H) je připojen první výstup řídicí jednotky (V), jejíž druhý výstup je spojen přes akční jednotku (B) se vzduchovou komorou (4) ušního snímače (E) a/nebo jejíž

třetí výstup je spojen se vstupem indikátoru (7).

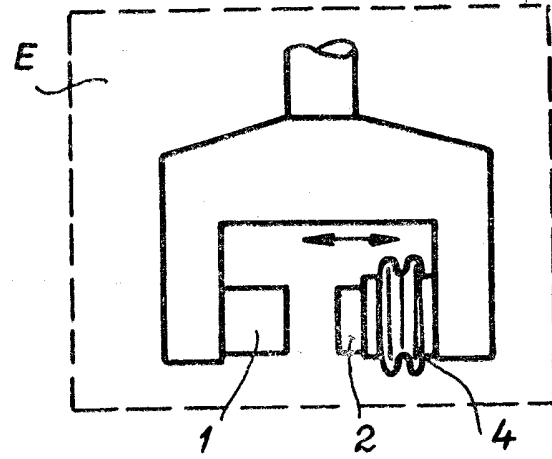
2. Zařízení podle bodu 1, vyznačující se tím, že na pouzdře zdroje (2) světla nebo snímače (1) světla ušního snímače (E) je uspořádáno šroubové vřeteno (3) pro osový posuv.

3. Zařízení podle bodu 1, vyznačující se tím, že na pouzdru zdroje (2) světla nebo snímače (1) světla ušního snímače (E) je uspořádán pohon sestávající z motoru (5) a šnekového převodu (6).

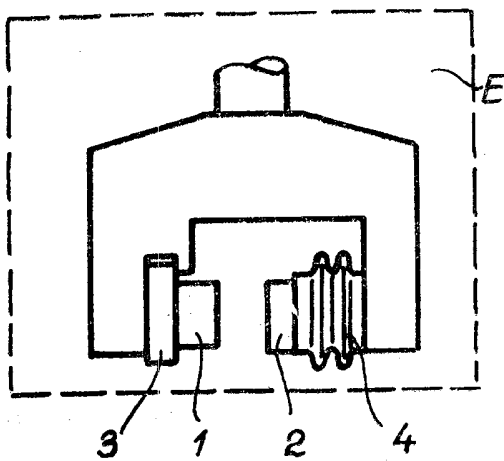
4. Zařízení podle bodu 1, vyznačující se tím, že na jeden výstup ušního snímače (E) je připojen vstup analyzátoru (A), na jehož výstup je připojen vstup řídicí jednotky (V).



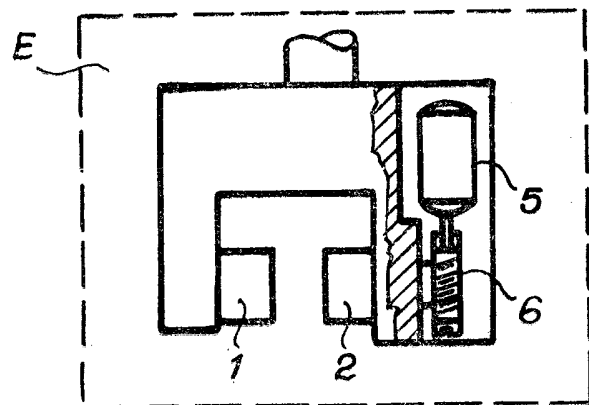
Obr. 1



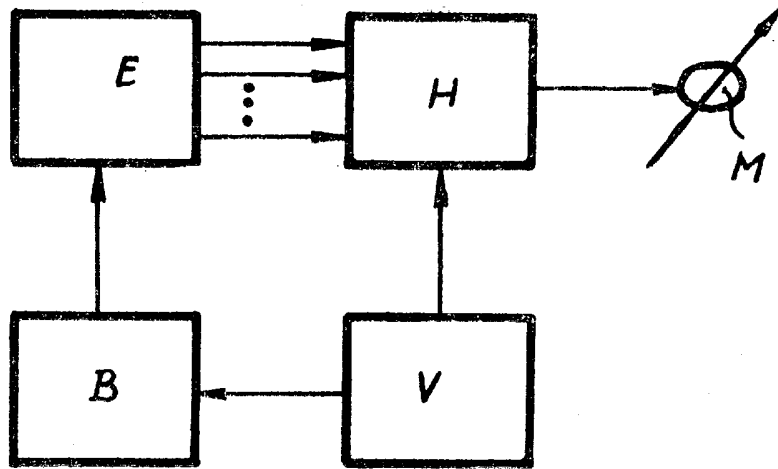
Obr. 2



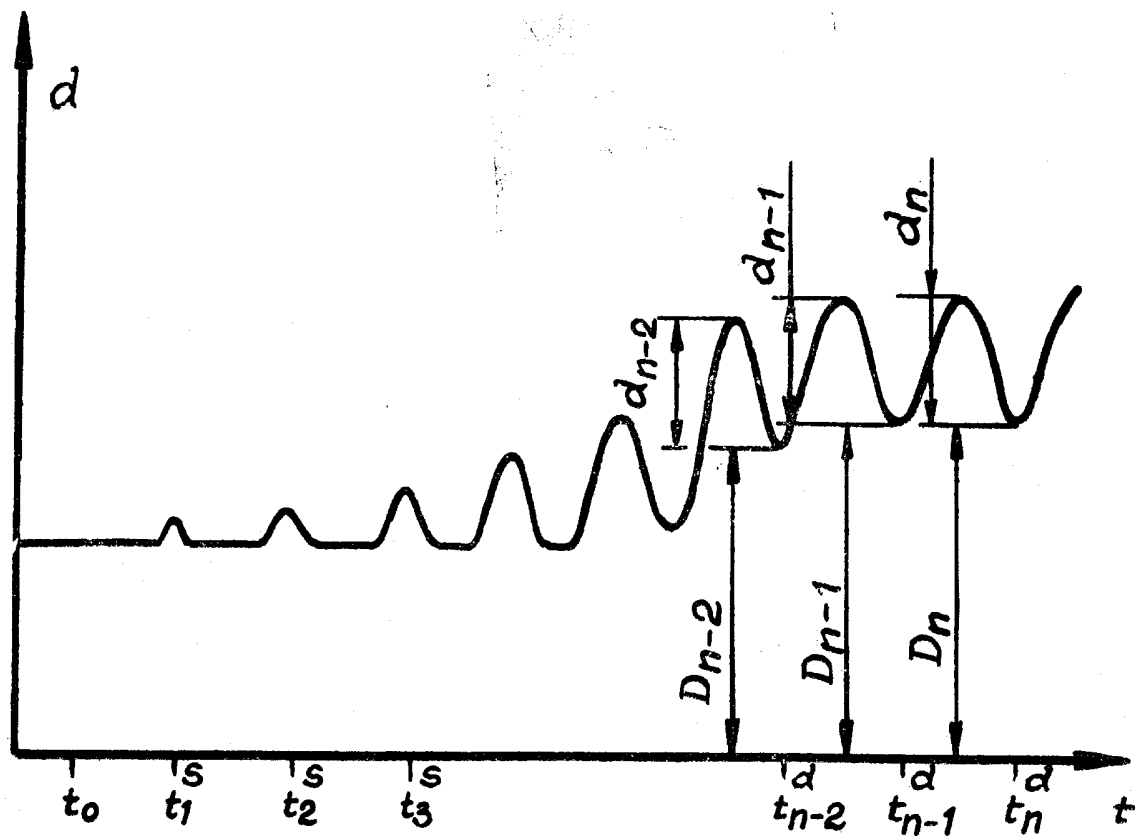
Obr. 3



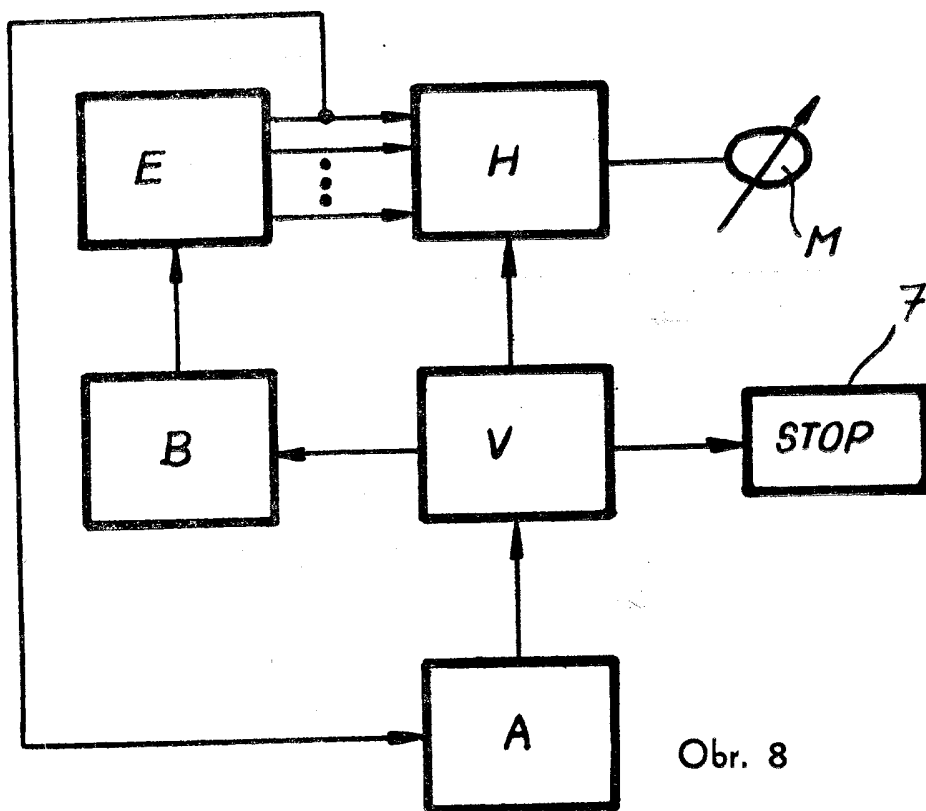
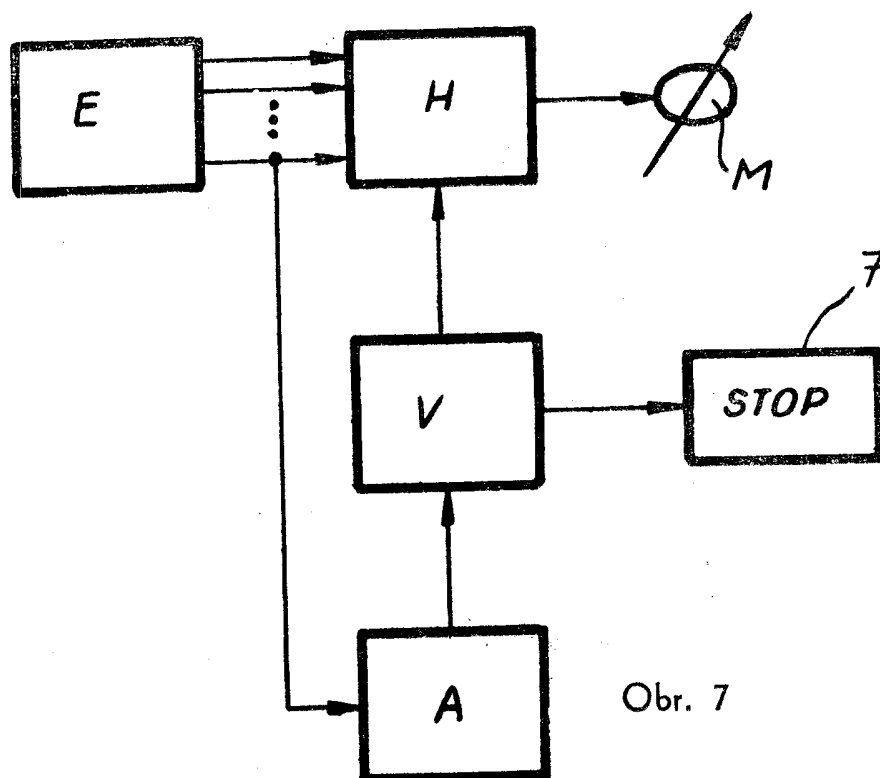
Obr. 4

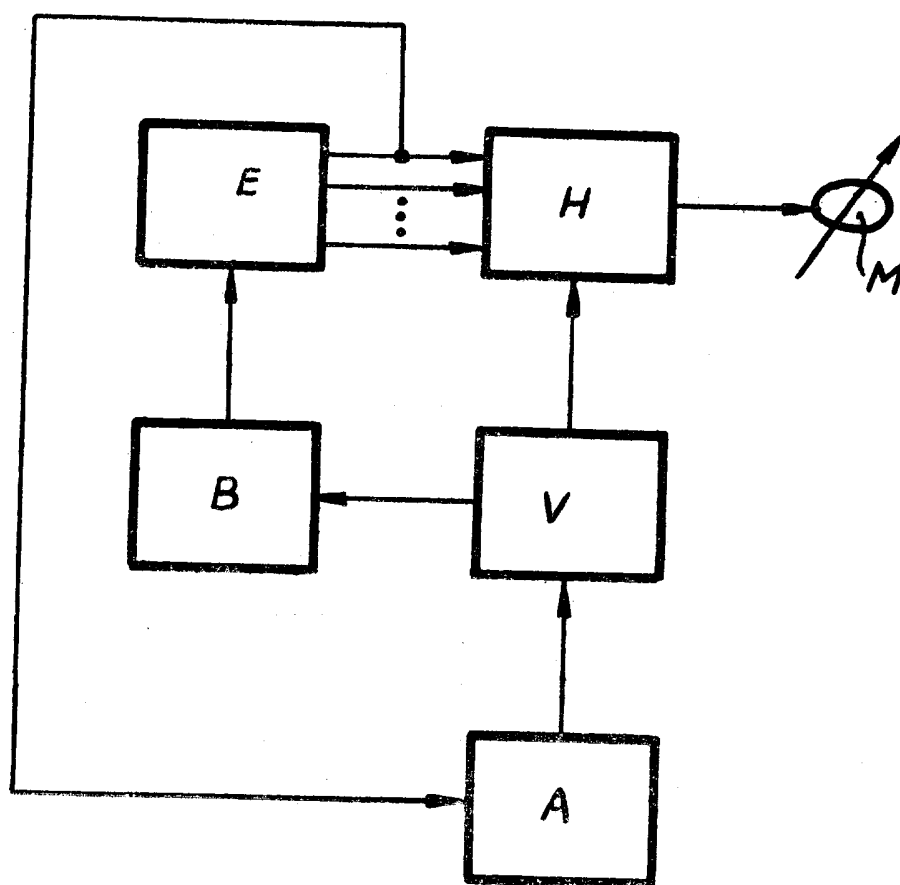


Obr. 5



Obr. 6





Obr. 9