



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

204847

(11) (B1)

(51) Int. Cl.³
A 61 B 5/08

/22/ Přihlášeno 31 10 79
/21/ /PV 7399-79/

(40) Zveřejněno 31 07 80

(45) Vydáno 15 06 82

(75)

Autor vynálezu

SVOBODA PETR ing., PRAHA

(54) Zařízení pro snímání a číslicovou registraci dýchacích pohybů

1

Vynález se týká zařízení pro snímání a číslicovou registraci dýchacích pohybů, tj. exkursí hrudní stěny v důsledku periodických kontrakcí inspiračních svalů a plicní elasticity. Tyto pohyby jsou sledovány a z mnoha hledisek vyhodnocovány v experimentální psychofysiologii, při výzkumu vyšší nervové činnosti a v mnoha dalších oborech, a to zejména ve vztahu k ostatním sledovaným fyziologickým funkcím.

I když pro kvantitativní hodnocení vydechovaných plynů sledování dýchacích pohybů nestačí, lze jej využít pro časové hodnocení výdechu a nádechu a pro posouzení relativní hloubky nádechu, typu dýchání, plnění zadáných instrukcí, týkajících se dechu apod.

Pro tyto účely se nejčastěji používají odporové snímače realizované např. odporovým pružným materiálem - odporovou gumou - nebo tensometrickými odpory. Čidlo bývá fixováno ve zvoleném místě, zpravidla na hrudníku, s určitým předpružením a dýchací pohyby potom počáteční tah nebo tlak zvyšují, resp. zmenšují, čímž dochází k měřitelným změnám odporu.

Používaná zařízení jsou zpravidla můstková, avšak vyrovnávání můstku tak, aby bylo možno snímat i velmi pomalé, popřípadě stejnosměrné napěťové změny, vyvolané pomalu se měnícími tlaky na měřicí čidlo, a to s nulovou klidovou napěťovou úrovní a s potřebným dynamickým rozsahem, je prakticky nemožné bez častého dodatečného dokompensování měřicího můstku.

Proto se často používá mezi můstkem a vstupním zesilovačem střídavé vazby, která

2

je příčinou ochuzení informace o pomalé, popřípadě stejnosměrné složce dechových pohybů. Ke stejnosměrné složce dochází v případě, kdy pokusná osoba provádí mělké dýchání při částečném nádechu nebo při hlubokém výdechu, tj. při měnícím se residuálním objemu plic. Sledování residuální složky není se stávajícími způsoby měření prakticky možné, protože vede zpravidla jak k překročení dynamického rozsahu zesilovací cesty, tak rozsahu samotného indikátoru, např. pisátka galvanoměru.

Výhodou vynálezu je, že řeší snímání a registraci dýchacích pohybů tak, aby byly bez zkreslení zachovány všechny nízkofrekvenční složky sejmutého signálu, reprezentující dýchací pohyby v měřeném místě řezu hrudníkem, včetně stejnosměrné složky, charakterisující residuální objem plic, o níž se navíc předpokládá, že se během měření může měnit.

Dosavadní praxe ukázala, že při pokusech, zahrnujících dýchání vnuceným rytmem a dechová cvičení s maximálními nádechy a výdechy, rychlými i velmi pomalými, je velmi obtížné stávajícími způsoby tento požadavek realizovat. Ekonomické řešení bylo nalezeno použitím integrální analogodigitální konverze do binárního kódu, při níž při překročení základního binárního rozsahu dochází ke ztrátě nejvyššího bitu, což se po digitálně-analogové konverzi projeví skokem z horní části rozsahu do dolní nebo naopak.

Jelikož je předem známo, že registrovaná funkce je za všech okolností spojitá zprava i zleva ve všech bodech sledovaného

intervalu, je možné tuto vlastnost využít i obráceně a nespojitost prvního druhu, k níž při překročení základního rozsahu konverze dochází, použít jako informativní pro přičtení nebo odečtení nejvyšších bitů v definitivním, tj. v "rekonstruovaném" slově.

Je zřejmé, že těchto bitů může být i více při opakování nespojitostí prvního druhu, neboť z nespojitostí lze podle předchozího průběhu zprůměrované funkce vždy snadno rozpoznat směr skoku funkce a tudíž rozpoznat, zda nejvyšší bit je třeba k výsledku přičíst nebo od něj odečíst. Integrální převodník typu, který vyhovuje uvedeným vlastnostem analogo-digitální konverze, je tvořen vysokofrekvenčním frekvenčně modulovaným oscilátorem, jehož frekvence je čítána v intervalech, daných oscilátorem hodinového kmitočtu.

Pro zajištění potřebného dynamického rozsahu a hlavně proto, že o signálu se musí předpokládat, že se může měnit od klidové hodnoty v obou směrech, neboť není známo, v jaké fázi dechu měření započne, je použit oscilátor s frekvencí mnohem vyšší než odpovídá kapacitě čítače periodicky nulovaného hodinovým oscilátorem. V tomto případě vždy během periody hodinového kmitočtu dojde k mnohanásobnému přeplnění kapacity čítače a jako výsledné binární slovo je převzat poslední zbylý obsah čítače.

Tento "zbytek" udává hodnotu typickou pro příslušný vzorek. Počet všech rozsahů čítače naplněných během intervalu hodin nemusí být ani znám, protože je u všech vzorků odečten ve stejné míře a eventuálně, není-li odečten, tak se to projeví uvedenou nespojitostí a skokem do dalšího rozsahu převodníku.

Tento způsob má řadu výhod, neboť na absolutní hodnotě frekvence oscilátoru převodníku nezáleží a není ji nutno nastavovat ani sledovat. Dále frekvenční modulace vstupním signálem nastává v důsledku relativně vysokého kmitočtu frekvenčně modulovaného oscilátoru, např. 5 MHz, ve velmi nepatrném rozsahu vzhledem k základnímu kmitočtu, takže je snadné dosáhnout lineární závislosti mezi vstupním napětím a výstupním číslem.

Další výhodou je, že signál není třeba převádět na absolutní hodnotu, jak je nutno u obvyklých analogo-digitálních převodníků, využívajících frekvenčně modulované oscilátory. Výsledkem je, že signál se vždy, bez ohledu na dynamický rozsah, nachází v předem stanoveném rozsahu převodníku a zavedené nespojitosti prvního druhu stačí k jeho úplné zpětné rekonstrukci, a to buď okamžitě v zařízení pro získání signálu tak, aby po zpětné digitálně-analogové konverzi mohl být signál indikován běžnými prostředky, např. grafickým zapisovačem nebo později programovými prostředky, je-li předávání prováděno v číslicové formě do paměti počítače.

V praxi je vhodné používat oba způsoby, přičemž okamžitá rekonstrukce podle difference sousedních vzorků slouží jen jako informativní o průběhu pokusu, a programově zajištěná rekonstrukce slouží k analýze signálu.

Další výhodou vynálezu je, že snímáč dýchacích pohybů je řešen tak, aby při jeho aplikaci nezáleželo na tlaku nebo tahu, jímž je připevněn na měřicí místo a aby jeho aplikace nevyžadovala zvláštní opatření, event. doplňková měření, která by zdržovala pokus. Podle dosavadních zkušeností nelze snímáč těchto vlastností konstruovat na základě mechanických čidel, a proto byl

použit nový typ kapacitního snímáče, tvořeného dvěma paralelními vodiči, ovinutými v jedné smyčce okolo hrudníku v místě, kde má být dýchací pohyb sledován.

Snímáč reaguje na změnu dielektrika, kterým je v tomto případě tkáň, nacházející se v prostoru mezi oběma vodiči. Změny kapacity pak jsou působeny větší nebo menší přítomností dýchaného plynu, jakož i změnou geometrie prostoru mezi vodiči. Protože vzdálenost vodičů musí být během měření konstantní, může být z praktických důvodů u ověřovacího vzoru použita standardní televizní dvojlinka, která splňuje velmi dobře požadavek konstantní vzdálenosti vodičů. Změna kapacity mezi paralelními vodiči je přímo převedená na frekvenci oscilátoru převodníku.

Další výhodou vynálezu je, že převádí signál sejmутý pomocí kapacitního snímáče v číslicové formě do sériového kódu a zavádí ho komunikačním vedením do výpočetního zařízení.

Podstatou zařízení pro číslicovou registraci dýchacích pohybů je, že signální výstup kapacitního snímáče dýchacích pohybů je připojen ke vstupu pro ladění kmitočtu frekvenčně modulovaného impulsního oscilátoru, jehož impulsní výstup je připojen k hlavnímu vstupu binárního čítače. Výstup tohoto čítače je připojen k hlavnímu vstupu zpožďovací paměti, jejíž signální výstup je spojen s prvním vstupem vyrovnávací paměti. Vedlejší výstup zpožďovací paměti, který přenáší jen dva nejvyšší bity obsahu této paměti, je zaveden do obvodu pro rekonstrukci signálního slova, jehož výstup ovládá vstup vratného čítače.

Výstup vratného čítače je zapojen ke druhému vstupu vyrovnávací paměti, v níž je tímto způsobem obnoveno celé binární slovo, odpovídající měřenému signálu. Výstup vyrovnávací paměti je spojen se vstupem digitálně-analogového převodníku, jehož výstup je spojen se vstupem indikátoru signálu, tvořeného např. oscilografem nebo grafickým zapisovačem.

Třetí výstup zpožďovací paměti je připojen k hlavnímu vstupu paralelně-sériového převodníku signálu, na jehož druhý vstup pro sériový přenos je připojen pomocný oscilátor přenosového kmitočtu. Impulsní výstup paralelně-sériového převodníku je spojen se vstupem obvodu pro imedanční přízpusobení, jehož výstup je zapojen k vedení pro komunikaci s výpočetním zařízením. Signální výstup generátoru hodinového kmitočtu je připojen k nulovacímu vstupu binárního čítače a časovacím vstupům zpožďovací paměti a vyrovnávací paměti.

Podstata vynálezu je v dalším vysvětlení na příkladu jeho provedení, které je popsáno pomocí připojeného výkresu, na němž je znázorněno blokové schéma zařízení pro snímání a číslicovou registraci dýchacích pohybů.

Signální výstup kapacitního snímáče 1 dýchacích pohybů je připojen ke vstupu pro kapacitní ladění kmitočtu frekvenčně modulovaného impulsního oscilátoru 2, jehož impulsní výstup je připojen k signálovému vstupu binárního čítače 3. K výstupu binárního čítače 3 je připojen hlavní vstup zpožďovací paměti 4, jejíž signální výstup je spojen se signálovým vstupem vyrovnávací paměti 5, zatímco vedlejší výstup zpožďovací paměti 4 je připojen ke vstupu obvodu 7 pro rekonstrukci signálního slova, jehož výstup je přiveden na vstup vratného čítače 8.

Výstup vratného čítače 8 je zapojen k rekonstrukčnímu vstupu vyrovnávací paměti

ti 5. Výstup vyrovnávací paměti 5 je spojen se vstupem digitálně-analogového převodníku 6, jehož výstup je spojen se vstupem indikátoru 12 signálu. Komunikační třetí výstup zpožďovací paměti 4 je připojen ke hlavnímu vstupu paralelně-sériového převodníku 9 signálu, na jehož vedlejší vstup je svým výstupem připojen pomocný oscilátor 11 přenosového kmitočtu.

Impulsní výstup paralelně-sériového převodníku 9 signálu je spojen se vstupem obvodu 10 pro impedanční přizpůsobení, jehož výstup je spojen se vstupem komunikačního vedení 13 k výpočetnímu zařízení. Signální výstup generátoru 14 hodinového kmitočtu je připojen jak k nulovacímu vstupu binárního čítače 3, tak k časovacímu vstupu zpožďovací paměti 4 a k časovacímu vstupu vyrovnávací paměti 5.

Zařízení zapojené podle vynálezu funguje takto: Kapacitní snímač 1 tvořený dvěma paralelními vodiči, umístěnými v konstantní vzdálenosti od sebe, např. 8 mm, mění svou kapacitu podle dielektrických vlastností tkáně hrudníku, kolem něhož je obtočen. Kapacitní snímač 1 je svým výstupem připojen ke vstupu pro kapacitní ladění kmitočtu frekvenčně modulovaného impulsního oscilátoru 2, který pracuje v oblasti kmitočtů například 3 až 5 MHz; jeho impulsní výstup je připojen ke vstupu binárního čítače 3.

Tento binární čítač 3 vytváří čítáním impulsů během intervalu daného hodinovým kmitočtem osmibitové slovo, reprezentující momentální kapacitu kapacitního snímače 1. Výstup čítače 3 je připojen ke hlavnímu vstupu zpožďovací paměti 4, jejíž funkcí je zpoždit signál o jednu periodu hodinového kmitočtu. Toto zpoždění je nutné pro činnost obvodu 7 pro rekonstrukci binárního slova. Signální výstup paměti 4 je dále spojen se signálovým vstupem vyrovnávací paměti 5, v níž je výsledek rekonstrukce daný obsahem vratného čítače 8 přičten k obsahu zpožďovací paměti 4.

Vedlejší výstup zpožďovací paměti 4 je připojen ke vstupu obvodu 7 pro rekonstrukci signálního slova, jehož výstup, obsahující jak povel pro čítání vratného čítače 8, tak povel pro směr čítání odvozený

z nespojivosti snímaného signálu za podmínky, že rozdíl mezi sousedními vzorky signálu daného výstupem čítače 3 je kvantitativně větší, než odpovídá současné změně dvou nejvyšších bitů, je připojen ke vstupu vratného čítače 8.

Výstup vratného čítače 8, obsahující zbytek binárního slova, je připojen k rekonstrukčnímu vstupu vyrovnávací paměti 5. Výstup vyrovnávací paměti 5 je dále spojen se vstupem digitálně-analogového převodníku 6, jehož výstup - analogové napětí úrovně několika voltů - je zaveden na vstup indikátoru 12 signálu. Indikátorem je např. oscilograf pomalých dějů nebo grafický zapisovač.

Komunikační výstup zpožďovací paměti 4 je připojen k hlavnímu vstupu paralelně-sériového převodníku 9 pro převod paralelních binárních slov do sériového kódu vhodného pro přenos do počítače; vedlejší vstup tohoto převodníku 9 je připojen na vstup pomocného oscilátoru 11 přenosového kmitočtu vhodného pro přenos např. 10 kHz. Impulsní výstup paralelně-sériového převodníku 9 je spojen se vstupem obvodu 10 pro impedanční přizpůsobení, jehož výstup je spojen se vstupem komunikačního vedení 13, které spojuje zařízení pro registraci dýchacích pohybů s výpočetním zařízením pro analýzu signálu.

Generátor 14 hodinového kmitočtu synchronizuje jak nulování binárního čítače 3, tak převzetí jeho obsahu zpožďovací paměti 4 a vyrovnávací paměti 5.

Výsledkem činnosti zařízení zapojení podle vynálezu je snímání a číslicová registrace dýchacích pohybů, přičemž časová funkce, vyjadřující tyto pohyby, je indikována a předávána výpočetnímu zařízení bez zkrácení a v dostatečném dynamickém rozsahu a obsahuje všechny nízkofrekvenční složky, včetně stejnosměrné.

Zařízení je řešeno tak, že měrnou část není třeba ani před započatím měření ani v jeho průběhu nastavovat, přičemž snímač dechových pohybů je volně připevněn k místu snímání bez tahového nebo tlakového předpružení.

P R Ě D M Ě T V Y N Á L E Z U

Zařízení pro snímání a číslicovou registraci dýchacích pohybů obsahující přístroj pro indikaci dýchacích pohybů a komunikační vedení k výpočtovému zařízení vynalezené tím, že signální výstup kapacitního snímače /1/ dýchacích pohybů je připojen ke vstupu frekvenčně modulovaného impulsního oscilátoru /2/, jehož impulsní výstup je připojen k hlavnímu vstupu binárního čítače /3/, k jehož výstupu je připojen hlavní vstup zpožďovací paměti /4/, jejíž signální výstup je spojen se signálovým vstupem vyrovnávací paměti /5/, zatímco vedlejší výstup zpožďovací paměti /4/ je připojen ke vstupu obvodu /7/ pro rekonstrukci signálního slova, jehož výstup je spojen na vstup vratného čítače /8/, který je svým výstupem spojen s rekonstrukčním vstupem vyrovnávací paměti /5/, jejíž vý-

stup je spojen se vstupem digitálně-analogového převodníku /6/, jehož výstup je připojen ke vstupu indikátoru /12/ signálu, přičemž komunikační výstup zpožďovací paměti /4/ je připojen ke hlavnímu vstupu paralelně-sériového převodníku /9/ signálu, na jehož vedlejší vstup je svým výstupem připojen pomocný oscilátor přenosového kmitočtu /11/, impulsní výstup paralelně-sériového převodníku /9/ signálu je spojen se vstupem obvodu /10/ pro impedanční přizpůsobení, jehož výstup je spojen se vstupem komunikačního vedení /13/ k počítači, přičemž signální výstup generátoru /14/ hodinového kmitočtu je připojen k nulovacímu vstupu binárního čítače /3/ a k synchronizačním vstupům zpožďovací paměti /4/ a vyrovnávací paměti /5/.

