



(12)

BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: a 2011 00076

(22) Data de depozit: 31.01.2011

(45) Data publicării mențiunii acordării brevetului: 30.04.2013 BOPI nr. 4/2013

(41) Data publicării cererii:
30.11.2011 BOPI nr. 11/2011

(73) Titular:

- OANCEA CRISTIAN-JULIAN,
ALEEA CONSTRUCTORILOR NR.11 F,
AP.1, COMUNA DUMBRĂVIȚA, TM, RO;
- FIRĂ-MLADINESCU OVIDIU, NR.83 A,
SAT VOITEG, TM, RO;
- MATEI CLARA- NICOLETA,
BD.CALEA LUI TRAIAN NR.184, BL.35,
SC.B, AP.12, RÂMNICU VÂLCEA, VL, RO;
- IONIȚĂ IOANA, STR.STELELOR NR.10,
SC.B, AP.10, TIMIȘOARA, TM, RO;
- MOTOC ANDREI-GHEORGHE-MARIUS,
STR. BUCUREȘTI NR.18, AP.9,
TIMIȘOARA, TM, RO;
- LĂZUREANU ELENA-VOICHIȚA,
PIAȚA ROMANILOR NR.15, AP.2,
TIMIȘOARA, TM, RO;
- AVRAM CLAUDIU, STR.LEANDRULUI
NR.3, BL.12, SC.A, AP.12, TIMIȘOARA, TM,
RO;
- TAMPA MIRCEA-ȘTEFAN, STR. CIUREA
NR.2-4, BL.P 6 A + B, SC.C, AP.106,
SECTOR 2, BUCUREȘTI, B, RO;
- BORUGĂ OVIDIU, SAT LUNCȘOARA, MH,
RO

(72) Inventatori:

- OANCEA CRISTIAN-JULIAN,
ALEEA CONSTRUCTORILOR NR.11 F,
AP.1, COMUNA DUMBRĂVIȚA, TM, RO;
- FIRĂ-MLADINESCU OVIDIU, NR.83 A,
SAT VOITEG, TM, RO;
- MATEI CLARA- NICOLETA,
BD.CALEA LUI TRAIAN NR.184, BL.35,
SC.B, AP.12, RÂMNICU VÂLCEA, VL, RO;
- IONIȚĂ IOANA, STR.STELELOR NR.10,
SC.B, AP.10, TIMIȘOARA, TM, RO;
- MOTOC ANDREI-GHEORGHE-MARIUS,
STR. BUCUREȘTI NR.18, AP.9,
TIMIȘOARA, TM, RO;
- LĂZUREANU ELENA-VOICHIȚA,
PIAȚA ROMANILOR NR.15, AP.2,
TIMIȘOARA, TM, RO;
- AVRAM CLAUDIU, STR.LEANDRULUI
NR.3, BL.12, SC.A, AP.12, TIMIȘOARA, TM,
RO;
- TAMPA MIRCEA-ȘTEFAN, STR. CIUREA
NR.2-4, BL.P 6 A + B, SC.C, AP.106,
SECTOR 2, BUCUREȘTI, B, RO;
- BORUGĂ OVIDIU, SAT LUNCȘOARA, MH,
RO

(56) Documente din stadiul tehnicii:
US 7172557 B1; US 2009/0227887 A1

(54) SPIROMETRU ELECTRONIC CU METODĂ DUBLĂ DE
MĂSURARE A PARAMETRILOR RESPIRATORI



RO 126829 B1

1 Invenția se referă la un spirometru electronic, cu metodă dublă de măsurare a
parametrilor respiratori, folosit pentru diagnosticul și monitorizarea bolilor plămânului, cum
3 ar fi astmul, bronșita cronică, emfizemul, fibroza pulmonară, cât și pentru aprecierea precisă
a funcției pulmonare. De asemenea, spirometrul este utilizat pentru a vedea cât de bine
5 acționează medicamentele administrate pentru probleme respiratorii.

Dispozitivele folosite, în prezent, ca spirometre, folosesc o multitudine de principii:
7 măsurarea unei căderi de presiune, contorizarea unei turbine, deplasarea unui piston, răcirea
unui fir încins de către fluxul de aer, și enumerarea ar putea continua. Indiferent de metoda
9 folosită, fiecare, în parte, prezintă anumite erori intrinseci principiului folosit.

Se cunoaște, din stadiul tehnicii, documentul **US 7172557 B1**, publicat la data de
11 16.02.2007, care se referă la un spirometru cu o carcasă și un tub de aer expirat, care,
pentru măsurarea debitului de aer, folosește, ca principiu, măsurarea unor căderi de presi-
13 une. Tubul de aer expirat include trei secțiuni. Prima secțiune are un canal de convergență,
în care viteza aerului expirat se mărește, reducând astfel presiunea statică. A doua secțiune
15 are un debit de aer de presiune laminar. Un traductor de presiune este conectat pentru a
măsura căderea de presiune de-a lungul primei și a celei de-a doua secțiuni și oferă o
17 indicație a valorilor de presiune pe cele două secțiuni. A treia secțiune a tubului de aer
expirat are un diametru de debit care crește treptat, pentru a acționa ca un difuzor de
19 recuperare de presiune. O caracteristică a soluției cunoscute este că tubul de aer are un
element adaptor de cuplare, pentru cuplarea cu ușurință a spirometrului la un resuscitator
21 manual. Tensiunea de ieșire a traductorului de presiune este aplicată instrumentelor de
afișare debit expirator, volum expirator și frecvență de expirare.

23 Dezavantajul acestei soluții constă în faptul că nu prezintă caracteristici tehnice care
să analizeze și să prelucreze datele măsurate de traductori, ci doar le afișează.

25 De asemenea, se mai cunoaște și soluția tehnică din cererea de brevet americană
US 2009/027887 A1/10.09.2009, care se referă un sistem complet, ușor de purtat, de mică
27 putere, cu procesoare bazate pe furnizarea de date exacte de la un traductor de analiză
metabolică. Aceste date includ, dar nu se limitează la consumul de oxigen (VO₂), producția
29 de dioxid de carbon(VCO₂), ritmul cardiac, consumul caloric etc. Datele sunt generate pe
o bază în timp real și pot fi încărcate și prelucrate, prin intermediul unui site web interactiv
31 sau expuse la nivel local, prin intermediul unui PDA (personal digital assistant) sau a unui
dispozitiv similar.

33 Dezavantajul acestei soluții constă în faptul că nu permite măsurarea cu precizie
ridicată a datelor referitoare la consumul de oxigen, producția de dioxid de carbon(VCO₂),
35 ritmul cardiac, consumul caloric etc.

Problema tehnică, pe care o rezolvă invenția, constă în diminuarea erorilor de
37 măsurare a volumului și a debitului aerului inspirat și expirat de către o persoană.

Spirometrul electronic, cu metodă dublă de măsurare a parametrilor respiratori, ce
39 folosește, pentru determinarea debitului atât contorizarea unei turbine, cât și măsurarea unei
diferențe de presiune, și obține rezultatele finale prin compararea și corelarea datelor de
41 către un microcontroler cu putere mare de calcul, conform invenției, este constituit dintr-o
turbină cu inerție scăzută, prevăzută, pe palete, cu niște magneți, a cărei rotație este
43 monitorizată de un senzorul Hall, și dintr-un corp cu tuburi hexagonale, care are rolul de a
crea o cădere liniară de presiune în raport cu debitul aerului, diferența de presiune fiind
45 măsurată de un senzor diferențial de presiune, datele culese de la senzori fiind prelucrate
de un microcontroler, reprezentate pe un afișaj, respectiv, trimise la calculator, printr-o
47 interfața USB, prin care se realizează și alimentarea dispozitivului.

RO 126829 B1

Avantajele invenției sunt:	1
- precizie ridicată de măsurare și prelucrare;	
- simplitate constructivă;	3
- diminuarea erorilor de măsurare.	
Se dă, în continuare, un exemplu de realizare a invenției, în legătură cu fig. 1...6, care reprezintă:	5
- fig. 1, schema părții mecanice a dispozitivului conform invenției;	7
- fig. 2, reprezentarea tridimensională a dispozitivului conform invenției;	
- fig. 3, schema electronică cu microcontroler a dispozitivului, conform invenției;	9
- fig. 4, schema electronică, detaliată, cu microcontroler și periferice, a dispozitivului conform invenției;	11
- fig. 5, vedere a interfeței USB a dispozitivului conform invenției;	
- fig. 6, schema de alimentare a dispozitivului conform invenției.	13
Dispozitivul are în alcătuirea sa o parte electronică, ce îi permite prelucrarea numerică a mărimilor culese de la senzori, afișarea locală pe un afișaj LCD, precum și trimiterea la un calculator, pentru stocare într-o bază de date și pentru prelucrare ulterioară.	15
Măsurarea prin două metode a debitului și a volumului de aer recomandă dispozitivul pentru construcția unor spirometre cu exigențe ridicate sau de laborator.	17
Prezentul dispozitiv își propune diminuarea erorilor de măsurare prin compararea și corelarea datelor culese de la o turbină cu datele culese de la un senzor de presiune diferențial. Specificul dispozitivului constă în amplasarea în cascadă a unei turbine și a unei rezistențe hidraulice cu cădere liniară de presiune, raportată la debit. Performanța dispozitivului este gândită a fi obținută prin îmbinarea acestei structuri mecanice cu un controler pe 32 de biți, cu putere mare de calcul, ce urmează a prelucra datele de la un traductor Hall și de la senzorul diferențial de presiune. Astfel că, pe baza valorilor măsurate, se calculează parametrii respiratori (capacitatea vitală, volumul expirat maxim pe secundă, indicele de permeabilitate bronșică etc.).	19
Partea mecanică și amplasarea senzorilor pot fi văzute în fig. 1. Curgerea aerului inspirat și expirat antrenează turbina 1. Aceasta este simetrică, pentru a avea același comportament atât la expirație, cât și la inspirație. Turbina 1 este așezată între două lagăre cu rulmenți, pentru a diminua frecările. Pentru confecționarea turbinei, se vor avea în vedere materiale cu densitate mică, ce vor conferi acesteia o masă mică și, ca atare, o inerție redusă. Inerția redusă va face posibilă o cât mai mică alterare a datelor. Pe fiecare paletă a turbinei, sunt amplasați mici magneți permanenți 2. Câmpul magnetic al acestora interacționează cu senzorul Hall 3, la trecerea paletelor prin dreptul senzorului. Senzorul Hall 3 va genera impulsuri cărora li se măsoară durata. Aerul va trece, de asemenea, printr-un corp cu tuburi hexagonale 4, care are rolul de a crea o cădere liniară de presiune în raport cu debitul aerului. Căderea de presiune produsă de elementul 4 este cuantificată de senzorul diferențial de presiune 5. Reprezentarea tridimensională se poate vedea în fig. 2.	21
În fig. 3 este prezentat microcontrolerul 6, în jurul căruia este construită schema electronică. Pentru a putea face față prelucrării datelor, se folosește un controler de 32 de biți, cu 2 niveluri de magistrale informaționale, care să permită executarea rapidă de instrucțiuni, cu cicluri de ceas mai puține și minimizarea consumului de energie (de exemplu, controler cu nucleu Cortex M-3), acesta diminunându-se prin facilitatea de a efectua înmulțiri și împărțiri pe 32 de biți, pe cale hardware. Această facilitate îl recomandă pentru prelucrări intensive de date în timp real. Pentru afișarea grafică și numerică a datelor, ce caracterizează parametrii respiratori, a fost ales un afișaj pe bază de OLED-uri 7, acesta	23
	25
	27
	29
	31
	33
	35
	37
	39
	41
	43
	45
	47

RO 126829 B1

1 având o rezoluție ridicată de 128x96 de pixeli și un contrast foarte ridicat, de exemplu,
2 OLED-RIT-128X96. Controlerul dispune, de asemenea, de o interfață SPI, prin intermediul
3 căreia, comunică cu afișajul 7. Monitorizarea turbinei 1 se realizează prin intermediul
4 senzorului Hall 3. Microcontrolerul este dotat, de asemenea, cu o interfață 12C, care îi
5 permite comunicarea cu senzorul de presiune 5.

6 Utilizatorul, în vederea folosirii dispozitivului, dispune de o tastatură 11 și, pentru o
7 mai simplă utilizare, are la îndemână un codificator 8, cu ajutorul căruia poate introduce date,
8 respectiv, alege opțiuni din meniuri. Semnalizarea diverselor evenimente se realizează pe
9 cale sonoră, cu ajutorul amplificatorului 10, ce furnizează semnal difuzorului 9. Energia
10 necesară este livrată prin intermediul interfeței USB 13, a calculatorului gazdă. Interfața USB
11 livrează 5 V, iar cu ajutorul stabilizatorului 14, se obțin 3,3 V, necesari microcontrolerului.
12 Conversia de la USB la serial este realizată cu interfața 12. Prin intermediul acestei
13 interfețe, dispozitivul poate comunica cu calculatorul gazdă, de regulă, un PC. Programarea
14 controlerului, cât și actualizarea softului, se realizează prin interfața 15, de tip JTAG.

15 În fig. 4 este prezentată schema electronică, detaliată, a microcontrolerului și a
16 perifericelor acestuia. Acesta este un microcontroler pe 32 de biți, cu 2 niveluri de magistrale
17 informaționale, care să permită executarea rapidă de instrucțiuni cu cicluri de ceas mai
18 puține și minimizarea consumului de energie (de exemplu, LM3S811 de la Luminary, cu
19 nucleu ARM de tip Cortex-M3). A fost preferat acest tip de controler, atât pentru puterea
20 mare de calcul, cât și pentru perifericele potrivite pentru a interfața cu celelalte componente
21 electronice ce alcătuiesc dispozitivul. Comunicarea cu senzorul diferențial de presiune 5 se
22 realizează prin intermediul portului 12C al microcontrolerului. Senzorul diferențial de presiune
23 5 acoperă un domeniu de presiuni ± 500 Pa (± 2 inch H 20 ± 5 mbari) și dispune de o acuratețe
24 deosebită. Senzorul 5 lucrează la o tensiune de alimentare de 3,3 V, iar comunicarea
25 valorilor măsurate o realizează prin intermediul interfeței de tip 12C. Datele măsurate sunt
26 pe 12 biți. Gazul pentru care este calibrat este aerul atmosferic. Principalul domeniu de
27 aplicabilitate este măsurarea parametrilor respiratori. Pentru monitorizarea turbinei 1, se
28 folosește un senzor Hall 3 digital, care prezintă o stabilitate mare a pragurilor de comutare
29 și poate fi alimentat de la 3,3 V. Etajul de ieșire este de tipul tranzistor cu colectorul în vânt
30 și poate comuta curenți de până la 20 mA. Un câmp magnetic, cu intensitatea de minimum
31 -14 mT, saturează tranzistorul din etajul de ieșire, respectiv, un câmp cu intensitate de
32 minimum -14 mT îl blochează. Din punct de vedere practic, magneții 2 trebuie așezați, pe
33 paletele turbinei 1, în mod alternant, cu polul N, respectiv, S, către senzorul 3. Pentru
34 afișarea datelor, s-a ales un afișaj grafic cu OLED-uri de ultimă generație. Afișajul are o
35 diagonală de 1,28" și o rezoluție de 128 x 96 pixeli. Pentru transmiterea datelor dintre
36 microcontroler și afișajul 7, se folosește o magistrală serială de tip SPI. Codificatorul digital
37 generează 15 impulsuri la o rotație. Ceasul controlerului se obține cu ajutorul unui cuarț de
38 8 MHz.

39 Interfața USB a dispozitivului este reprezentată în fig. 5. Interfața este realizată în
40 jurul unui cip pentru interfața USB. Acesta realizează conversia de la USB la serial asincron.
41 Întregul protocol USB este tratat de acest cip. Viteza de transfer asigurată poate fi de până
42 la 3 Mbaud. Cip-ul este compatibil cu norma USB 2.0. Calculatorul va vedea dispozitivul
43 drept un port serial virtual.

44 În fig. 6 este reprezentată alimentarea dispozitivului. Tensiunea de 5 V este furnizată
45 de către interfața USB a calculatorului gazdă. Tensiunea de 3,3 V, necesară microcon-
46 trolerului, se obține cu un circuit integrat (LM3940-3.3). Afișajul cu OLED-uri are nevoie de
47 o tensiune de polarizare de 15 V. Aceasta este obținută cu ajutorul cip-ului (FAN5331), care
48 are funcție de convertor CC-CC.

RO 126829 B1

Revendicare

1

Spirometru electronic, cu metodă dublă de măsurare a parametrilor respiratori, ce folosește pentru determinarea debitului atât contorizarea unei turbine, cât și măsurarea unei diferențe de presiune, și obține rezultatele finale prin compararea și corelarea datelor de către un microcontroler cu putere mare de calcul, **caracterizat prin aceea că** este constituit dintr-o turbină cu inerție scăzută (1), prevăzută, pe palete, cu niște magneți (2), a cărei rotație este monitorizată de un senzor Hall (3), și dintr-un corp cu tuburi hexagonale (4), care are rolul de a crea o cădere liniară de presiune în raport cu debitul aerului, diferența de presiune fiind măsurată de un senzor diferențial de presiune (5), datele culese de la senzori fiind prelucrate de microcontrolerul (6), reprezentate pe afișajul (7), respectiv, trimise la calculator, printr-o interfața USB (12), prin care se realizează și alimentarea dispozitivului. 11

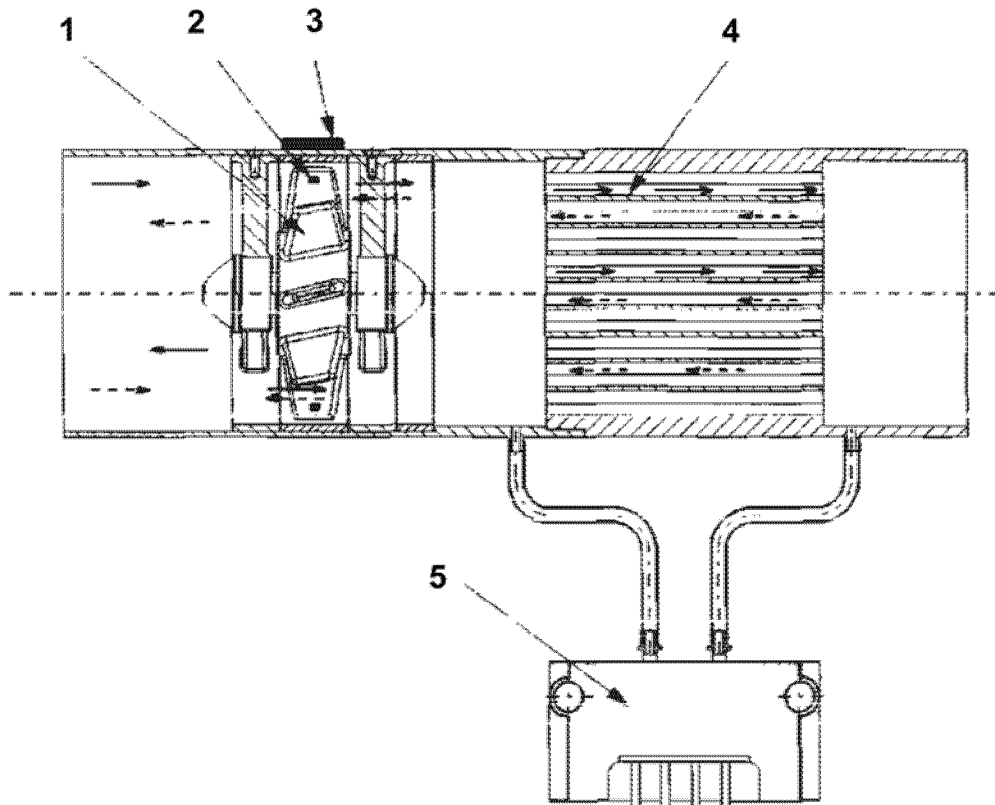


Fig. 1

(51) Int.Cl.
A61B 5/087 (2006.01);
G06F 19/12 (2011.01)

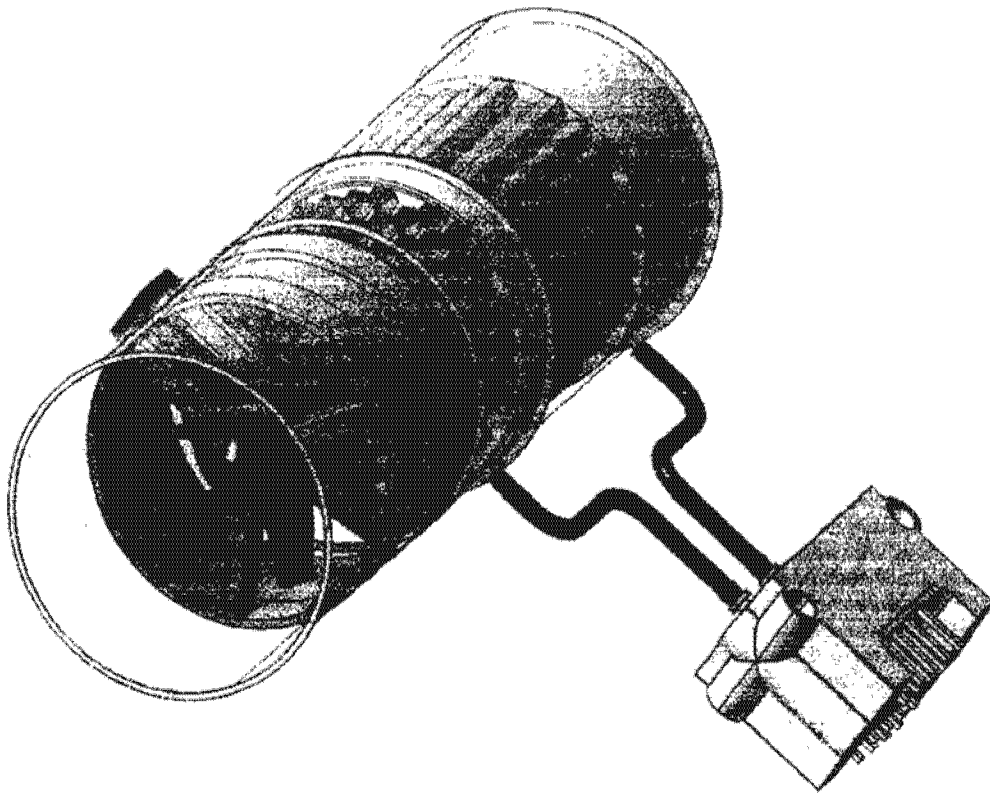


Fig. 2

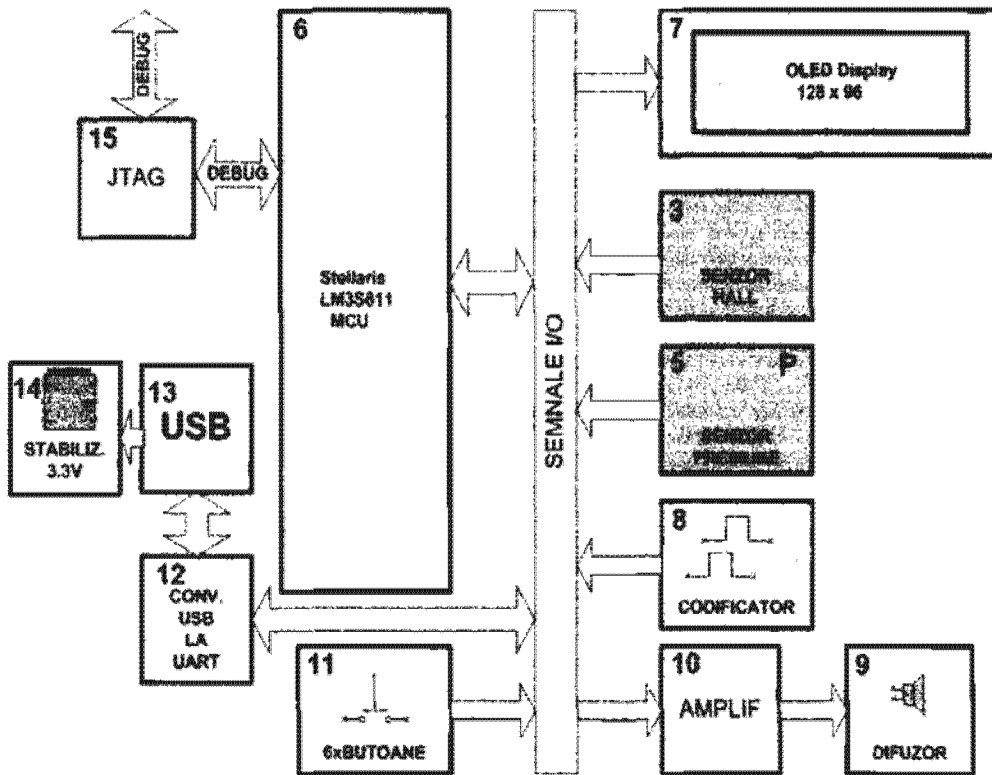


Fig. 3

RO 126829 B1

(51) Int.Cl.
A61B 5/087 (2006.01);
G06F 19/12 (2011.01)

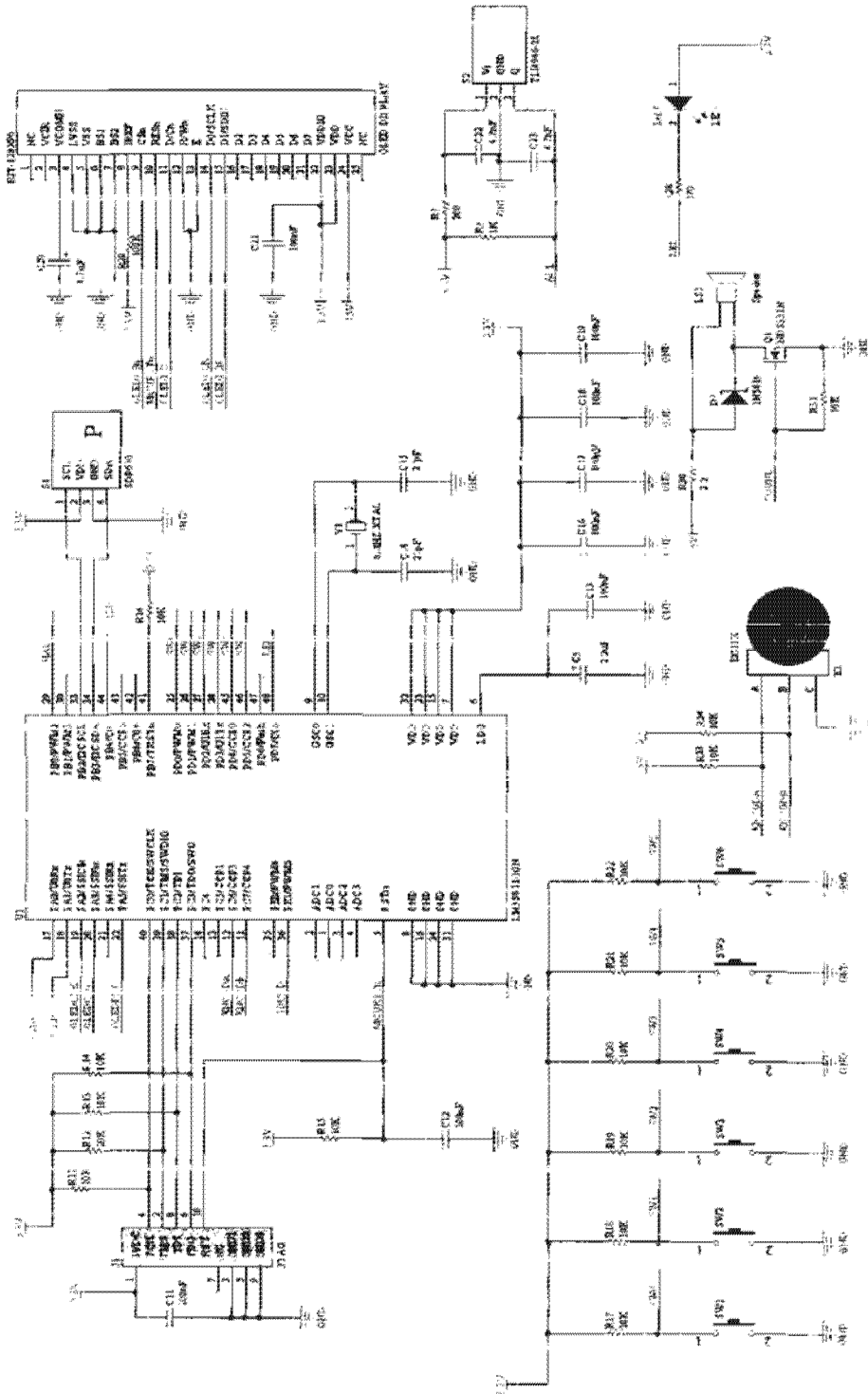


Fig. 4

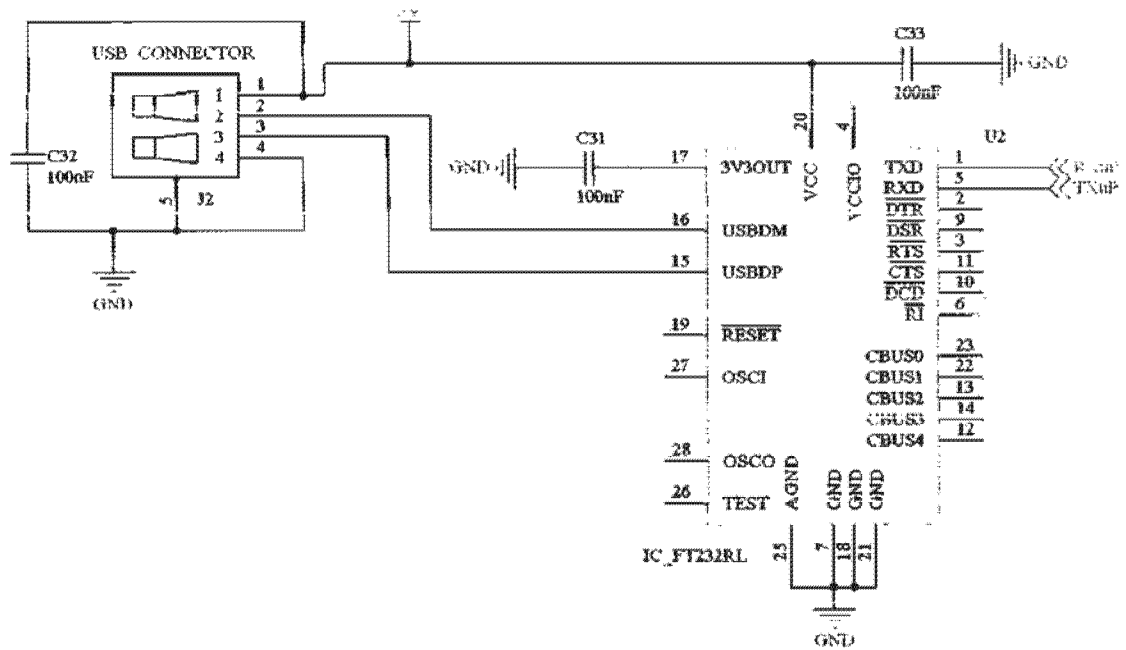


Fig. 5

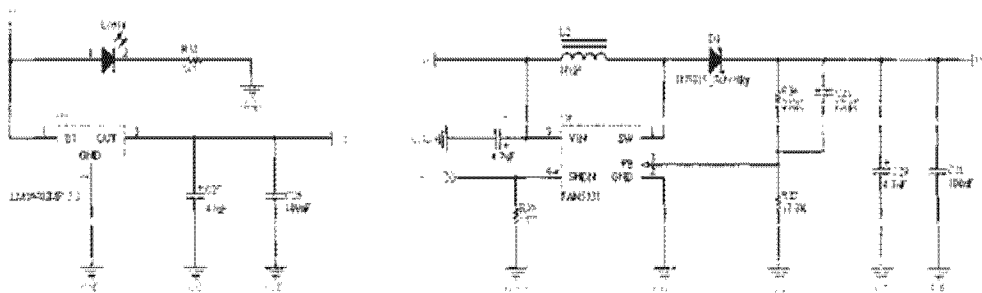


Fig. 6

