



(11) **RO 125420 B1**

(51) **Int.Cl.**

A61B 5/0428 (2006.01),

A61B 5/0402 (2006.01),

A61B 5/04 (2006.01),

G08C 15/06 (2006.01)

(12)

BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: **a 2009 00809**

(22) Data de depozit: **12.10.2009**

(45) Data publicării mențiunii acordării brevetului: **30.06.2011** BOPI nr. **6/2011**

(41) Data publicării cererii:

28.05.2010

BOPI nr. **5/2010**

(73) Titular:

- **BORZA CLAUDIA**, STR.TOSCA NR. 2, TIMIȘOARA, TM, RO;
- **MOTOC ANDREI GHEORGHE MARIUS**, STR.BUCUREȘTI NR.18, AP.9, TIMIȘOARA, TM, RO;
- **HORHAT FLORIN GEORGE**, STR. BOEMIEI NR.2, ARAD, AR, RO;
- **ILIE ADRIAN COSMIN**, STR. TIMIȘ NR.18, BL.32, SC.A, AP.27, TIMIȘOARA, TM, RO;
- **PREJBEANU RADU**, STR.PINDULUI NR.33, LUGOJ, TM, RO;
- **HORHAT IOANA DELIA**, STR. SURORILE MARTIR CACEU NR.12, ET.1, AP.6, TIMIȘOARA, TM, RO;
- **OANCEA CRISTIAN IULIAN**, ALEEA CONSTRUCTORILOR NR. 11F, AP. 1, COMUNA DUMBRĂVIȚA, TM, RO;
- **TRIPON DAN LUCIAN**, BD.REVOLUȚIEI DIN DECEMBRIE, BL.5, SC.1, AP.11, REȘIȚA, CS, RO

(72) Inventatori:

- **BORZA CLAUDIA**, STR. TOSCA NR. 2, TIMIȘOARA, TM, RO;
- **MOTOC ANDREI GHEORGHE MARIUS**, STR.BUCUREȘTI NR.18, AP.9, TIMIȘOARA, TM, RO;
- **HORHAT FLORIN GEORGE**, STR. BOEMIEI NR.2, ARAD, AR, RO;
- **ILIE ADRIAN COSMIN**, STR. TIMIȘ NR.18, BL.32, SC.A, AP.27, TIMIȘOARA, TM, RO;
- **PREJBEANU RADU**, STR.PINDULUI NR.33, LUGOJ, TM, RO;
- **HORHAT IOANA DELIA**, STR. SURORILE MARTIR CACEU NR.12, ET.1, AP.6, TIMIȘOARA, TM, RO;
- **OANCEA CRISTIAN IULIAN**, ALEEA CONSTRUCTORILOR NR. 11F, AP. 1, COMUNA DUMBRĂVIȚA, TM, RO;
- **TRIPON DAN LUCIAN**, BD.REVOLUȚIEI DIN DECEMBRIE, BL.5, SC.1, AP.11, REȘIȚA, CS, RO

(56) Documente din stadiul tehnicii:

US 5307817

(54)

DISPOZITIV ELECTRONIC PENTRU AMPLIFICAREA ȘI MULTIPLEXAREA SEMNALELOR ELECTRICE CARDIACE

Examinator: **ing. DUMITRU DANIELA**



Orice persoană are dreptul să formuleze în scris și motivat, la OSIM, o cerere de revocare a brevetului de invenție, în termen de 6 luni de la publicarea mențiunii hotărârii de acordare a acesteia

RO 125420 B1

1 Invenția constă dintr-un dispozitiv electronic pentru amplificarea și multiplexarea
semnalelor electrice cardiace. Invenția poate fi aplicată în construirea de aparate ECG.

3 În prezent sunt cunoscute multe configurații de aparate EKG, dar acestea nu pot
asigura simultan simplitatea schemei, calitatea semnalului, consumul redus și costul redus.

5 Se cunoaște din stadiul tehnicii brevetul **US 5307817** (Guggenbuhl W., 1994) care
prezintă un sistem de prelucrare și transmitere a biopotențialelor ECG. Conține un amplificator
7 de intrare cu câte un canal pentru fiecare electrod ECG, prevăzut cu filtru trece jos cu limita
de sus a benzii de 3 kHz, pentru înlăturarea semnalelor perturbatoare de înaltă frecvență și
9 două diode Zener în opoziție, care limitează impulsurile de la defibrilator. Este urmat de
circuit amplificatoare, care asigură diferența între semnalele active culese de electrozi, față
11 de un semnal luat ca referință, urmate de buffere, pentru obținerea unei rezistențe mari de
intrare și un amplificator operațional care mediază trei semnale culese, pentru a crea punctul
13 Wilson. Semnalele obținute sunt filtrate, multiplexate și aplicate unui CAD. Transferul datelor
fiziologice se face prin optocuplor izolat galvanic de partea care revine în contact cu
15 pacientul.

17 Problema tehnică pe care o rezolvă invenția este îmbunătățirea dispozitivelor de
prelucrare a biopotențialelor de tip ECG, culese de la pacienți.

19 Dispozitivul electronic pentru amplificarea și multiplexarea semnalelor electrice
cardiace are în componență un bloc de protecție contra unor tensiuni tranzitorii, realizat cu
21 diode de comutație și rezistoare, din care semnalele trec într-un bloc adaptor de impedanță,
realizat cu amplificatoare operaționale în configurație de repetor, un amplificator operațional
23 pentru medierea semnalelor R, L, F, în vederea obținerii potențialului punctului Wilson, după
care semnalele sunt multiplexate, cu ajutorul a trei multiplexoare analogice, cu rezistențe
scăzute ale comutatoarelor din structură și consum propriu redus, la ieșirile cărora se
25 regăsesc la un moment dat câte două semnale electrice selectate din cele de intrare, a căror
diferență este amplificată într-un bloc de amplificatoare diferențiale cu rejecție puternică a
27 modului comun, urmat de un bloc de amplificare a semnalelor, care asigură nivelul necesar
pentru atacul unor convertoare A/D, pentru care, în vederea minimizării consumului, se
29 utilizează trei convertoare dintr-un microcontroler μP , care prelucrează semnalele și
controlează și selecția acestora.

31 Acest dispozitiv permite selectarea simultană a 3 derivații ECG din cele 12 colectate,
asigurând un număr redus de componente electronice, cât și o fidelitate foarte ridicată a
33 semnalelor electrice. Numărul scăzut de componente din schema electrică a dispozitivului
determină un consum foarte scăzut, mai mic de 20 mA, ceea ce îl recomandă în special
35 pentru aparatura portabilă, respectiv alimentată din baterii. Având un zgomot propriu foarte
mic, dispozitivul este recomandat pentru reprezentări de mare fidelitate, de până la 16 biți.
37 Toate integratele din componența schemei sunt disponibile în capsule SMD (Surface
Mounted Device), asigurându-se posibilitatea miniaturizării.

39 Schema are în componență un număr redus de integrate de uz comun, furnizează
succesiv un câte grup de 3 din cele 12 semnale ECG, are o tensiune de zgomot de
41 8 nV/VHz, curentul de zgomot este de 0,3 pA/VHz, rejecția semnalului de mod comun fiind
de 120 dB, consumul mai mic de 20 mA, cost tipic pentru integrate de largă răspândire.

43 Exemplul de realizare a invenției se prezintă în legătură cu fig. 1...5, care conțin:
- fig. 1, schema bloc a dispozitivului;
45 - fig. 2, schema blocului de protecție 1;
- fig. 3, configurația amplificatoarelor operaționale din blocul adaptor 2;
47 - fig. 4, configurația multiplexoarelor și amplificatoarelor de măsură din blocurile 3 și

4;

RO 125420 B1

- fig. 5, configurația amplificatoarelor și bufferelor din blocul 5.	1
Schema bloc a dispozitivului electronic de amplificare și multiplexare a semnalelor electrice cardiace este prezentată în fig. 1. Semnalul electric cules de pe corpul pacientului prin intermediul electrozilor ajunge la blocul 1. Semnalele electrice ce corespund derivațiilor unipolare aVR, aVL, aVF sunt notate cu R, L, F, iar cele corespunzătoare derivațiilor precordiale V1, V2...V6 sunt notate cu C1...C6. Semnalele care vin de la electrozi sunt notate R_e, L_e, F_e, C1_e...C6_e. Acesta reprezintă blocul de protecție contra unor tensiuni tranzitorii (defibrilator) și este realizat cu diode.	3 5 7
Blocul 2 este un bloc adaptor de impedanță, realizat cu amplificatoare operaționale în configurație de repetor. De asemenea, în acest bloc, prin însumare, se obține semnalul electric corespunzător punctului Wilson. La intrare în blocul 2 semnalele sunt notate R, L, F, C1...C6, respectiv după repetarea R_OUT...C6_OUT. La ieșirea din blocul 2 se regăsesc 10 semnale electrice corespunzătoare derivațiilor unipolare aVR, aVL, aVF, respectiv corespunzătoare derivațiilor precordiale V1, V2...V6 și a punctului Wilson (W_OUT).	9 11 13
Rolul aparatului ECG este de a reprezenta grafic evoluția tensiunii în timp a 12 semnale electrice obținute din diferența de potențial dintre câte două semnale prezente la intrarea în blocul 2. Pentru a reduce complexitatea echipamentului electronic, care ar necesita 12 canale de amplificare și filtrare, semnalele electrice sunt multiplexate în timp, fizic neexistând decât 3 canale de amplificare și filtrare. Demultiplexoarele analogice formează blocul 3. La ieșirea demultiplexoarelor se regăsesc la un moment dat câte două semnale electrice selectate din cele de intrare. Selectarea perechilor de semnale este controlată de microprocesor.	15 17 19 21
Diferența dintre fiecare pereche de semnale este realizată de amplificatoarele de măsură ce alcătuiesc blocul 4. Amplificatoarele de măsură elimină și majoritatea zgomotelor prezente în semnal. La ieșirea aplicatoarelor de măsură se regăsesc semnale utile, care însă nu au amplitudinea necesară pentru a putea fi convertite de către convertoarele analogic-digitale. Pentru a atinge amplitudinea necesară, semnalele sunt amplificate de către blocul 5 la nivelul convertoarelor din microcontroler. În final, semnalele digitale sunt preluate și prelucrate în vederea afișării, respectiv stocate și interpretate de către microcontroler.	23 25 27 29
Microcontrolerul controlează atât selecția semnalelor, cât și conversia acestora.	
Schema electronică detaliată este reprezentată în fig. 2-5. Blocul de protecție este realizat cu diode 1N4148 și cu rezistențe de limitare de 10 K Ω (fig. 2). Adaptarea de impedanță se realizează de către amplificatoarele operaționale în configurație de repetor (fig. 3). Pentru acest rol, au fost alese operaționalele LMC6484. Drept demultiplexoare analogice, au fost alese circuitele 74HC4052 (fig. 4). Aceste circuite admit 2x4 semnale de intrare la bornele notate cu X0, X1, X2, X3, respectiv Y0, Y1, Y2, Y3, și furnizează două semnale de ieșire la bornele notate cu X, Y. Circuitul prezintă doi pini A și B de control binar și un pin de inhibare EN. Fiecare combinație logică de la pinii A, B selectează o pereche de intrări ce va fi legată electric la ieșiri.	31 33 35 37 39

RO 125420 B1

Combi-na-ți-le sem-na-lelor de selec-ție și pere-chi-le de sem-na-le ECG sunt pre-zen-tate în con-ti-nu-a-re:

	Mux U1	Mux U2	Mux U3
SW1=0, SW2=0	R_OUT-> X L_OUT-> Y	R_OUT -> X F_OUT -> Y	L_OUT -> X F_OUT -> Y
SW1=0, SW2=1	W_OUT -> X R_OUT -> Y	W_OUT -> X L_OUT -> Y	W_OUT -> X F_OUT -> Y
SW1=1, SW2=0	W_OUT -> X C1_OUT -> Y	W_OUT -> X C2_OUT -> Y	W_OUT -> X C3_OUT -> Y
SW1=1, SW2=1	W_OUT -> X C4_OUT -> Y	W_OUT -> X C5_OUT -> Y	W_OUT -> X C6_OUT -> Y

În stare de conducție, comutatoarele ce fac legătura între intrări și ieșiri prezintă o rezistență redusă, valoarea tipică fiind de 125 Ω . În starea de blocare, rezistența comutatoarelor este foarte mare. Consumul în stare de repaus este de 0,2 μ W, ceea ce îl recomandă pentru aparatura portabilă. Circuitul poate comuta semnale de ambele polarități. Tensiunea de alimentare este de +5 V la borna VCC și de -5 V la borna VEE. Cu aceste tensiuni de alimentare pot fi controlate semnale analogice de la -5 V la +5 V. Semnalul electric, după ce a trecut prin demultiplexoare, urmează a fi prelucrat de către amplificatoarele de măsură **U4**, **U5**, **U6**, de tip INA128 (fig. 4). Performanța unui asemenea amplificator diferențial constă în abilitatea de a amplifica diferența dintre cele două tensiuni de la intrare și, respectiv, de a rejecta tensiunea de mod comun. Acest integrat a fost ales pentru faptul că prezintă o rejecție a semnalului de mod comun tipică de 120 dB. Acest parametru interesează în mod deosebit, deoarece principalele zgomote ce însoțesc semnalul ECG sunt de mod comun și provin în general de la rețeaua electrică. Datorită faptului că semnale electrice ce provin de la inimă sunt foarte slabe, de ordinul a 1 mVp-p, avem nevoie de un amplificator cu zgomot propriu cât se poate de scăzut. INA128 are tensiunea de zgomot de 8 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, respectiv curentul de zgomot de 0,3 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$, performanță care, de asemenea, îl recomandă pentru amplificarea semnalelor ECG. Amplificarea etajului este stabilită de rezistența de 12,4 K Ω . Formula cu care se stabilește amplificarea este:

$$G = 1 + 50 \text{ K/Rg}$$

În cazul nostru $R_g = 12.4 \text{ K}\Omega$ și rezultă $G = 5$.

Nivelul de semnal necesar convertoarelor analogic-digitale este de ordinul a 2 Vp-p. Pentru a asigura această amplitudine, semnalul preluat de la aplicatoarele de măsură este amplificat de operaționalele LMC6484 din blocul **5** (fig. 5). Circuitele amplificatoare operaționale sunt folosite în montaj de amplificatoare neinversoare și în schema de reacție se folosesc rezistențe variabile pentru ajustarea amplificării.

Alimentarea este asigurată din aceeași sursă $\pm 5 \text{ V}$, din care sunt alimentate și demultiplexoarele. Curentul tipic de alimentare este de 20 mA. Acest consum redus îl face potrivit pentru echipamente portabile.

RO 125420 B1

În continuare, se prezintă o posibilă soluție din punct de vedere software pentru programul ce urmează a comuta demultiplexoarele (programul exemplu este scris pentru familia 8051 de microcontrolere în limbajul C pentru compilatorul Keil):	1
sbit SW1 = P1^0;	3
sbit SW2 = P1^1;	5
.....	
INIȚIALEZĂ SISTEMUL	7
.....	
while(1)	9
{	
SW1 = 0; SW2 = 0;	11
.....	
ACHIZIȚIONARE DATE ȘI PRELUCRARE	13
.....	
SW1 = 1;SW2 = 0;	15
.....	
ACHIZIȚIONARE DATE ȘI PRELUCRARE	17
.....	
SW1=0;SW2=1;	19
.....	
ACHIZIȚIONARE DATE ȘI PRELUCRARE	21
.....	
SW1-1;SW2 = 1;	23
.....	
ACHIZIȚIONARE DATE ȘI PRELUCRARE	25
.....	
}	27

Revendicare

1

3

5

7

9

11

13

15

17

Dispozitiv electronic pentru amplificarea și multiplexarea semnalelor electrice cardiace, folosind ca adaptoare de impedanță amplificatoare operaționale în configurație de repetitoare neinversoare și un amplificator operațional în configurație neinversoare pentru obținerea, prin mediere, a potențialului punctului Wilson, **caracterizat prin aceea că** are în componență un bloc de protecție (1) contra unor tensiuni tranzitorii, realizat cu diode de comutație și rezistoare, din care semnalele trec într-un bloc adaptor de impedanță (2), realizat cu amplificatoare operaționale în configurație de repetor, un amplificator operațional pentru medierea semnalelor R, L, F, în vederea obținerii potențialului punctului Wilson, după care semnalele sunt multiplexate, cu ajutorul a trei multiplexoare analogice (3), cu rezistențe scăzute ale comutatoarelor din structură și consum propriu redus, la ieșirile cărora se regăsesc la un moment dat câte două semnale electrice selectate din cele de intrare, a căror diferență este amplificată într-un bloc de amplificatoare diferențiale (4) cu rejecție puternică a modului comun, urmat de un bloc de amplificare a semnalelor (5), care asigură nivelul necesar pentru atacul unor convertoare A/D, pentru care, în vederea minimizării consumului, se utilizează trei convertoare dintr-un microcontroler (μP), care prelucrează semnalele și controlează și selecția acestora.

(51) Int.Cl.

A61B 5/0428 (2006.01),

A61B 5/0402 (2006.01),

A61B 5/04 (2006.01),

G08C 15/06 (2006.01)

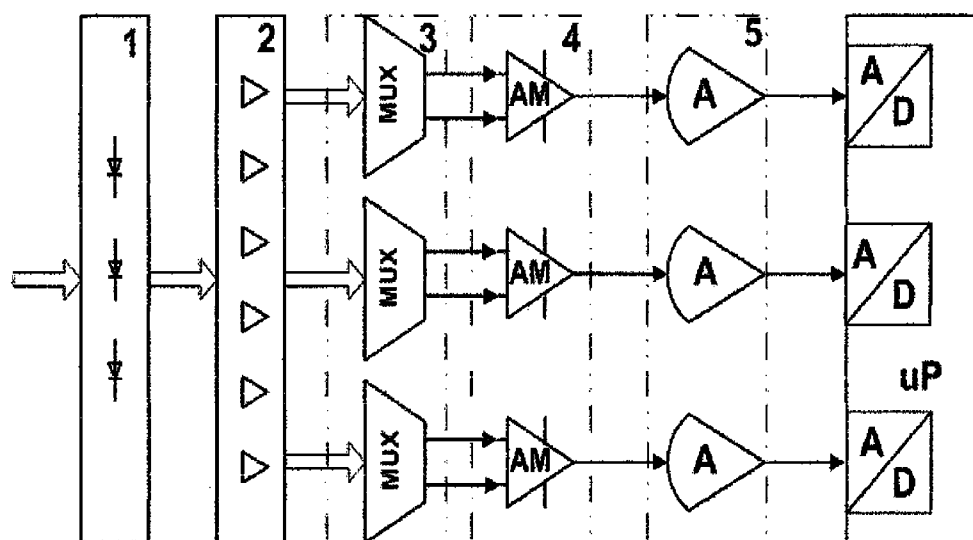


Fig. 1

(51) Int.Cl.

A61B 5/0428 (2006.01),
A61B 5/0402 (2006.01),
A61B 5/04 (2006.01),
G08C 15/06 (2006.01)

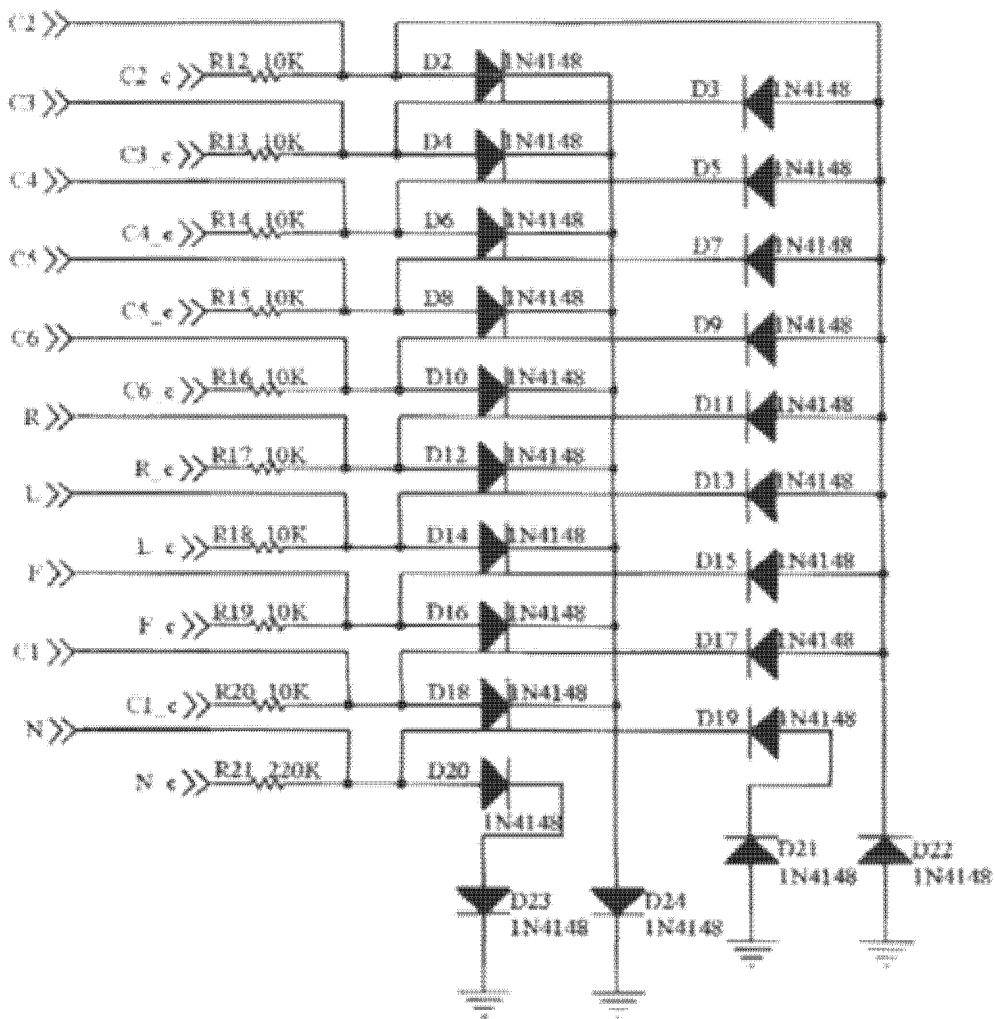


Fig. 2

(51) Int.Cl.

A61B 5/0428 (2006.01),

A61B 5/0402 (2006.01),

A61B 5/04 (2006.01),

G08C 15/06 (2006.01)

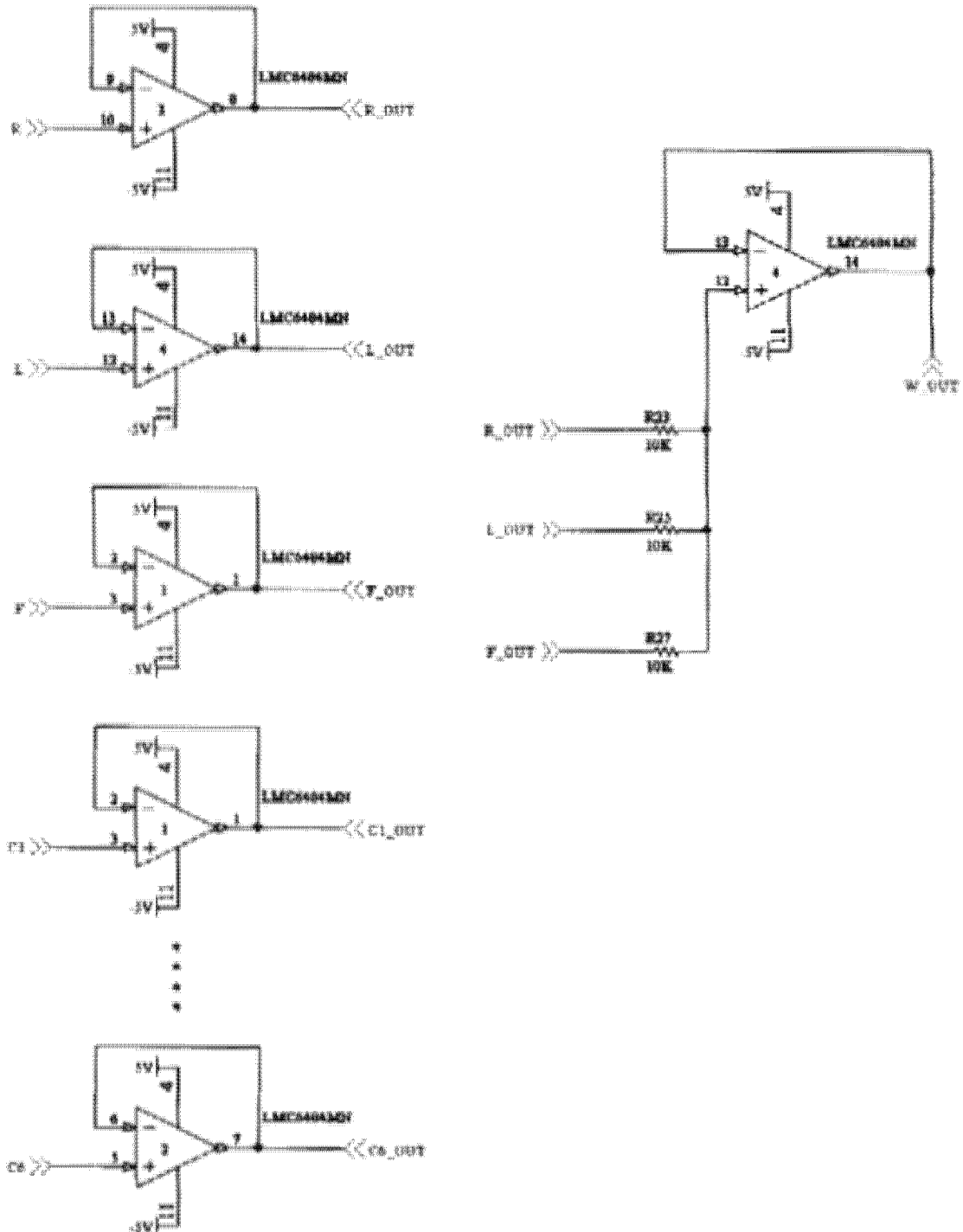


Fig. 3

RO 125420 B1

(51) Int.Cl.

A61B 5/0428 (2006.01),

A61B 5/0402 (2006.01),

A61B 5/04 (2006.01),

G08C 15/06 (2006.01)

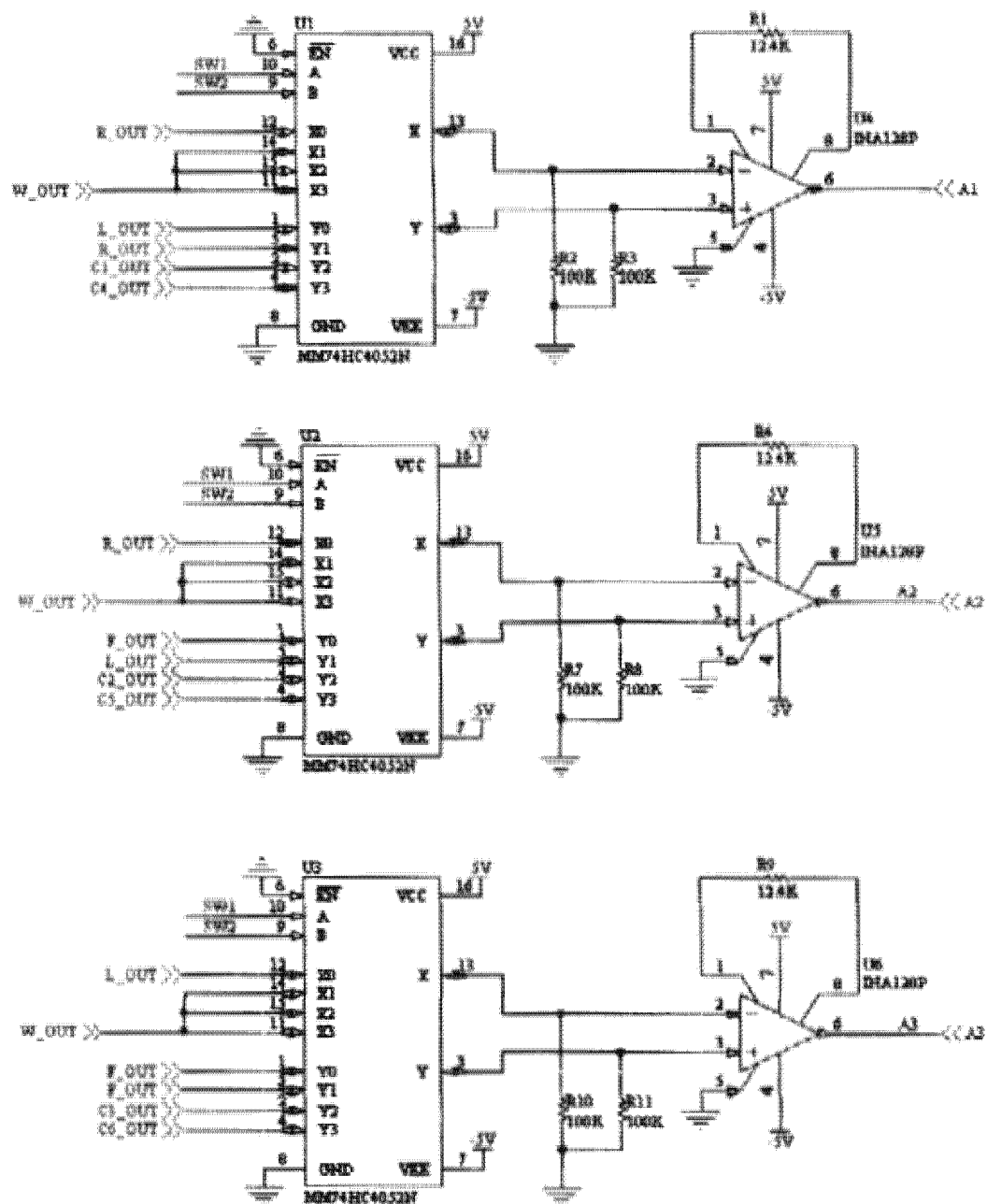


Fig. 4

(51) Int.Cl.

A61B 5/0428 (2006.01);

A61B 5/0402 (2006.01);

A61B 5/04 (2006.01);

G08C 15/06 (2006.01)

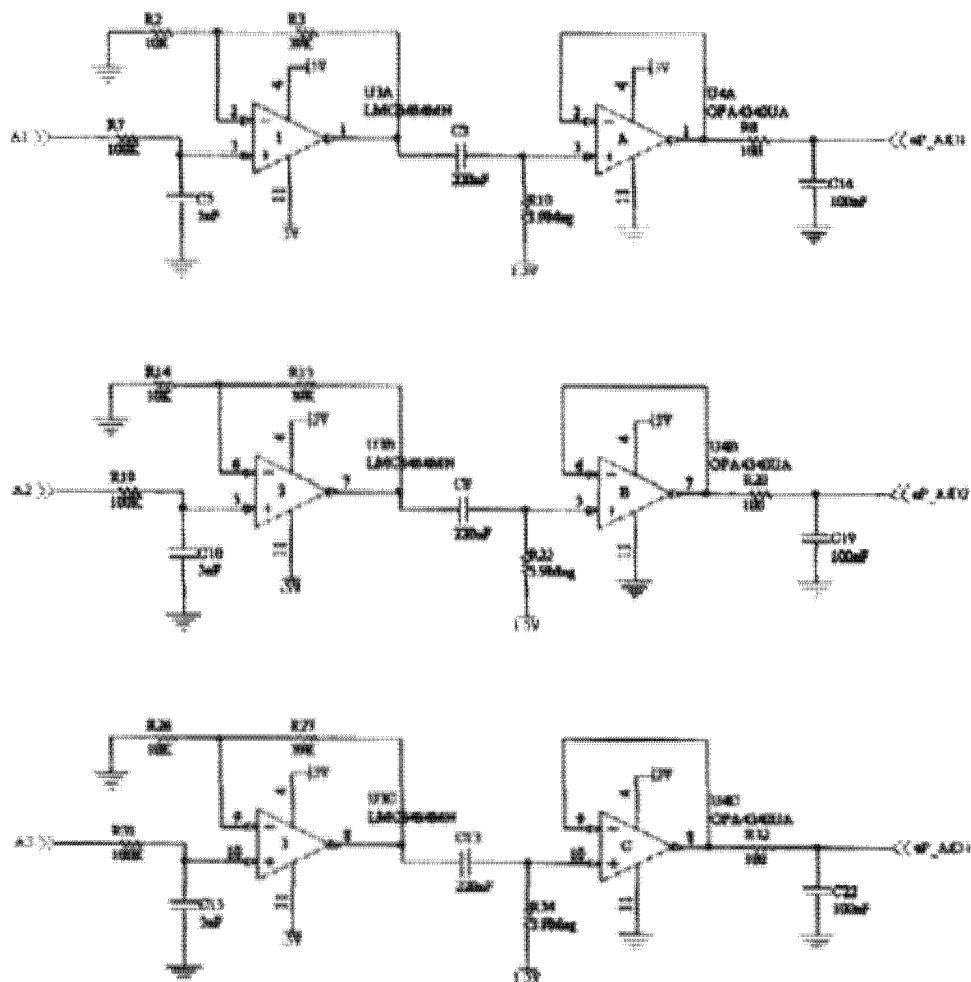


Fig. 5



Editare și tehnoredactare computerizată - OSIM
Tipărit la: Oficiul de Stat pentru Invenții și Mărci