



OFICIUL DE STAT PENTRU INVENȚII ȘI MĂRCI
Cerere de brevet de invenție
Nr. <u>RO 2022 00287</u>
Data depozit <u>25-05-2022</u>

RO 137802 A2

42

### Sistem electronic de condiționare cu utilizare în preluarea semnalelor biologice

Invenția se referă la un sistem electronic de condiționare cu utilizare în preluarea semnalelor biologice, cu aplicații în domeniul biologiei și medicinei.

Sunt cunoscute următoarele soluții tehnice:

- Sistem electronic de condiționare realizat cu amplificatoare de mod comun dispuse în cascadă;
- Sistem electronic de condiționare realizat cu amplificator de instrumentație diferențial;
- Sistem electronic de condiționare realizat cu amplificator cu izolare galvanică și filtre trece bandă.

Dezavantajele soluțiilor cunoscute sunt următoarele:

- în cazul sistemului a) deși amplificarea globală poate fi setată la valori foarte mari și se pot prelua semnale biologice slabe cu amplitudini chiar și de 1 mV, totuși prevenția la șocuri electrice a pacienților nu poate fi asigurată întrucât aceste amplificatoare de mod comun nu prezintă nici o izolare galvanică;
- în cazul sistemului b) un amplificator de instrumentație diferențial poate prelua cu acuratețe semnalele biologice, dar prevenția la șocuri electrice a pacienților nu poate fi asigurată întrucât amplificatoarele de instrumentație diferențiale nu prezintă nici o izolare galvanică;
- în cazul sistemului c) deși un amplificator cu izolare galvanică poate asigura prevenția la șocuri electrice a pacienților iar filtrul trece bandă rejectează semnalele nedorite pentru a putea interpreta numai semnalul util, totuși amplificatoarele cu izolare galvanică nu pot prelua cu acuratețe semnalele biologice deoarece amplificarea nu poate fi setată la valori supraunitare.

Problema tehnică pe care o rezolvă invenția, constă în realizarea unui sistem electronic de condiționare capabil să preia semnalul electric fiziologic purtător de informație fiziologică, disponibil ca variație directă detectabilă prin intermediul electrozilor, în scopul de a putea fi caracterizat, prin dispunerea în cascada a trei module electronice și anume: un amplificator de instrumentație în conexiunea “mod diferențial la intrare”, urmat de un amplificator de precizie cu izolare, un filtru trece bandă, precum și un amplificator de mod comun de ieșire. Un modulul electronic de protecție a surselor de tensiune specifice stabilizate realizează protecția întregului sistem electronic prin decuplarea automată de la rețeaua de curent alternativ în cazul variației tensiunilor stabilizate sub pragul inferior  $V_{DL} = 11,8$  V sau peste pragul superior  $V_{DH} = 12,2$  V.

Sistemul electronic de condiționare cu utilizare în preluarea semnalelor biologice, conform invenției, înlătură dezavantajele menționate mai sus prin aceea că este alcătuit, conform fig. 1., din: **Modulul 1** - modulul electronic de preluare a semnalelor biologice; **Modulul 2** - modulul electronic de filtrare; **Modulul 3** - modulul electronic amplificator de mod comun de ieșire; **Modulul 4** - modulul electronic de protecție a surselor de tensiune specifice stabilizate; sistemul electronic de condiționare funcționează în modul următor: constructiv, este realizat prin cascada modulelor electronice **Modulul 1**, **Modulul 2**, **Modulul 3** și utilizarea **Modulului 4** pentru

decuplarea automată de la rețeaua de curent alternativ și protejarea pacienților în cazul când tensiunea de alimentare stabilizată monitorizată nu respectă limitele prestabilite; funcțional, semnalele biologice prelevate de la electrozii E1 și E2 încărcăți cu biopotențiale din corpul uman, sunt preluate de un amplificator de instrumentație IC 1, utilizat în conexiunea “mod diferențial la intrare”, iar semnalul rezultat la ieșirea IC 1 este preluat de un amplificator de precizie cu izolare galvanică IC 2; semnalul rezultat la ieșirea amplificatorului de precizie cu izolare galvanică IC 2 este apoi aplicat unui filtru activ trece bandă Bessel de ordinul 4, realizat cu amplificatoarele operationale IC3 și IC 4, cu frecvența centrală  $f = 100$  Hz, atenuarea frecvenței la capete  $-3$  dB, lățimea de bandă de atenuare  $-45$  dB și banda de trecere  $1$  Hz; semnalul rezultat la ieșirea filtrului activ trece bandă Bessel de ordinul 4 este apoi amplificat de către modulul electronic amplificator de mod comun de ieșire, realizat cu amplificatoarele operaționale IC5, IC6 și IC7.

Avantajele invenției sunt următoarele:

- preia cu acuratețe semnalele biologice, întrucât utilizează un amplificator de instrumentație diferențial cu raport de rejecție a modului comun CMRR de minimum  $106$  dB, care preia potențialul electric la interfața cu mediul fiziologic prin intermediul electrozilor;
- amplificarea globală poate fi setată la valori foarte mari prin ajustarea unui potențiomtru semireglabil  $R_G$ , fig. 2, astfel încât se pot prelua semnale biologice slabe cu amplitudini chiar și sub  $1$  mV<sub>vv</sub>;
- prevenția la șocuri electrice a pacienților este asigurată și prin utilizarea unui amplificator de precizie cu izolare galvanică ce preia semnalul de la amplificatorul de instrumentație diferențial care încorporează o tehnică de modulare-demodulare;
- rejectează semnalele nedorite prin utilizarea unui filtru trece bandă cascadeat cu amplificatorul de precizie cu izolare galvanică, rezultând la ieșirea filtrului trece bandă numai semnalul util;
- realizează protecția întregului sistem electronic precum și a pacienților, prin decuplarea automată de la rețeaua de curent alternativ dacă tensiunea de alimentare stabilizată monitorizată nu respectă limitele prestabilite, adică este sub pragul inferior  $V_{DL} = 11,8$  V sau peste pragul superior  $V_{DH} = 12,2$  V.

Se dă în continuare un exemplu de realizare al invenției în legătură cu figurile 1...7, care reprezintă:

Fig. 1. Schema bloc a sistemului electronic de condiționare cu utilizare în preluarea semnalelor biologice, conform invenției;

Fig. 2. Schema electronică a modulului electronic de preluare a semnalelor biologice;

Fig. 3. Schema electronică a modulului electronic de filtrare;

Fig. 4. Schema electronică a modulului electronic amplificator de mod comun de ieșire;

Fig. 5. Schema electronică a modulului electronic de protecție a surselor de tensiune specifice stabilizate;

Fig. 6. Captură a formei de undă de la ieșirea sistemului electronic de condiționare, în cazul aplicării la intrare a unui semnal sinusoidal cu caracteristicile:  $U_{vv} = 5 \text{ mV}$  și  $f = 100 \text{ Hz}$ ;

Fig. 7. Captură a formei de undă de la ieșirea sistemului electronic de condiționare, în cazul aplicării la intrare a unui semnal sinusoidal cu caracteristicile:  $U_{vv} = 10 \text{ mV}$  și  $f = 100 \text{ Hz}$ .

Sistemul electronic de condiționare cu utilizare în preluarea semnalelor biologice, conform figurii 1, este alcatuit din următoarele module electronice:

**Modulul 1** - Modulul electronic de preluare a semnalelor biologice;

**Modulul 2** - Modulul electronic de filtrare;

**Modulul 3** - Modulul electronic amplificator de mod comun de ieșire;

**Modulul 4** - Modulul electronic de protecție a surselor de tensiune specifice stabilizate.

**Modulul 1**, denumit modulul electronic de preluare a semnalelor biologice, prelevate de la electrozii încărcăți cu biopotențiale din corpul uman, fig. 2, este format din un amplificator de instrumentație, IC 1, cu un raport de rejecție a modului comun CMRR foarte mare, (HIGH COMMON MODE REJECTION RATIO), de minimum 106 dB și curenți de bias (BIAS CURRENT) de maximum 20 pA, realizat cu un circuit de intrare cu tranzistoare FET, ce este utilizat în conexiunea “mod diferențial la intrare”, pentru a putea prelua cu acuratețe semnalele biologice și un amplificator de precizie cu izolare galvanică IC 2. Setarea valorii factorului de amplificare pentru amplificatorul de instrumentație IC 1 la  $A = 100$  se realizează prin ajustarea rezistorului extern  $R_G$ , fig. 2., la valoarea  $R_G = 505,1 \Omega$ . Un filtru trece jos dispus la intrarea IC 1 este realizat cu condensatorii  $C_{in1}$ ,  $C_{in2}$  și  $C_{in3}$ . Valorile acestor condensatoare se găsesc în relația  $C_{in1} = C_{in2}$  și  $C_{in3} = 10C_{in1}$ , astfel încât sa se îmbunătățească CMRR. Impedanța de intrare a amplificatorului IC 1 este extrem de mare, de aproximativ  $10^{12} \Omega$ , având drept consecință minimizarea distorsionării semnalului biologic preluat. Prin utilizarea în cascadă a unui amplificator de precizie cu izolare galvanică IC 2 în valoare nominală de 1500 Vrms se realizează evitarea buclilor de masă, prelucrarea independentă a semnalului rezultat la ieșirea amplificatorului izolator precum și prevenția la șocuri electrice a pacienților. IC 2 este un amplificator de precizie cu izolare care încorporează o tehnică de modulare-demodulare. Semnalul este transmis digital printr-o barieră capacitivă diferențială de 2 pF. Cu o modulație digitală, caracteristicile barierei nu afectează integritatea semnalului. Specificațiile cheie sunt neliniaritatea maximă de 0,010%, lățimea de bandă a semnalului de 50 kHz și driftul  $V_{OS} = 200 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ . Alimentarea modulului electronic de preluare a semnalelor biologice, fig. 1-2, se realizează cu o sursă de tensiune izolată dublu diferențială protejată. Prima sursă diferențială alimentează amplificatorul de instrumentație IC 1 și secțiunea de intrare a IC 2 iar cea de a doua sursă diferențială alimentează secțiunea de ieșire a IC 2, care este izolată galvanic față de secțiunea de intrare. Fiecare dintre aceste surse de alimentare diferențiale sunt decuplate fata de fiecare din masele prin raport cu care se considera potențialele de referință cu ajutorul condensatoarelor C1, C3, C11 și C2, C4, C12 respectiv C5 și C6.

**Modulul 2**, denumit modulul electronic de filtrare, fig. 3, este un filtru activ trece bandă Bessel de ordinul 4, și este realizat cu utilizarea amplificatoarelor operationale IC3 și IC 4, cu distorsiune

foarte scăzută de 0,00008%, și zgomot redus de  $8 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ . Circuitele cascode de intrare ale amplificatoarelor operationale IC3 și IC4, asigură o respingere excelentă a modului comun și mențin curentul de polarizare scăzut la intrare de  $I_B = 5 \text{ pA}$  într-un interval larg de tensiune de intrare, minimizând distorsiunile. Tensiunea de offset poate fi ajustată prin conectarea unui potențiomtru semireglabil, între pinii 1 și 8 iar cursorul acestui potențiomtru se leagă la potențialul pozitiv  $+V_{S2}$ , așa cum se arată în fig. 3. Software-ul Filter Pro de la Texas Instruments este utilizat pentru a genera topica modulului electronic de filtrare și valorile tuturor componentelor. Principalele caracteristici sunt: filtru trece bandă Bessel de ordinul 4, frecvența centrală  $f = 100 \text{ Hz}$ , atenuarea frecvenței la capete  $-3 \text{ dB}$ , lățimea de bandă de atenuare  $-45 \text{ dB}$  și banda de trecere  $1 \text{ Hz}$ ;

**Modulul 3**, denumit modulul electronic amplificator de mod comun de ieșire, fig. 4, este realizat cu trei amplificatoare operaționale IC5, IC6 și IC7 cu performanțe dinamice foarte bune, Fast Slew Rate =  $12 \text{ V}/\mu\text{s}$ , utilizate în conexiunea inversoare, cu modul de preluare al semnalului "mod comun" dispuse în cascadă și care preiau semnalul util de la modulul electronic de filtrare. Factorul de amplificare individual al amplificatoarelor operaționale IC5, IC6 și IC7 este de  $A = 2,7$ . Factorul de amplificare global este produsul factorilor de amplificare, adică  $A_T \sim 20$ . Tensiunea de offset poate fi compensată prin utilizarea potențiometrului semireglabil  $R_{OFS} = 25 \text{ k}\Omega$ , fig. 4, astfel încât printr-un proces iterativ în care fiecare intrare inversoare este conectată la potențialul de referință, se reglează potențiometrul semireglabil  $R_{OFS} = 25 \text{ k}\Omega$  până când la ieșirea fiecărui amplificator operațional se obține  $0 \text{ V}$ .

**Modulul 4**, denumit modulul electronic de protecție a surselor de tensiune specifice stabilizate, fig. 5, conform invenției, este realizat cu amplificatorul operațional dual CI1 și circuitele aferente. Se definesc două praguri ajustabile ale tensiunii monitorizate, pragul inferior  $V_{DL} = 11,8 \text{ V}$  și pragul superior  $V_{DH} = 12,2 \text{ V}$ . Aceste praguri sunt definite de componentele R1, DZ1, P1 și C1 respectiv R2, DZ2, P2 și C2, fig. 5. Rezistorii R1 și R2 realizează funcționarea diodelor Zener DZ1 și DZ2 în cadranul trei, limitând curentul prin acestea la  $20 \text{ mA}$ . Potențialele electrice culese de pe cursoarele potențiometrilor P1 și P2 sunt aplicate pe intrarea inversoare a  $\frac{1}{2}$  TLC 372 CP respectiv pe intrarea neinversoare a  $\frac{1}{2}$  TLC 372 CP, care este utilizat într-o conexiune de comparator fereastră. Potențialul de la ieșirea comparatorului fereastră, pinii 1 și 7 este aplicat pe baza tranzistorului bipolar T1. Structura T1, T2, T3, T4, împreună cu componentele aferente aplică un potențial de  $7,5 \text{ V}$  pe terminalul de comandă, pinul 3 al releului SOLID STATE tip D2410 CRYDOM, prin intermediul rezistorului R10, fig. 5, atunci când tensiunea de alimentare stabilizată monitorizată nu respectă limitele prestabilite, adică este sub pragul inferior  $V_{DL} = 11,8 \text{ V}$  sau peste pragul superior  $V_{DH} = 12,2 \text{ V}$ . Se realizează astfel decuplarea automată de la rețeaua de curent alternativ.

Sistemul electronic de condiționare cu utilizare în preluarea semnalelor biologice, a cărui schemă bloc este dată în fig. 1, conform invenției, funcționează în modul următor: constructiv este realizat prin cascada modulelor electronice **Modulul 1**, **Modulul 2**, **Modulul 3** și utilizarea **Modulului 4** pentru decuplarea automată de la rețeaua de curent alternativ și protejarea pacienților, atunci când tensiunea de alimentare stabilizată monitorizată nu respectă limitele prestabilite, adică este sub pragul inferior  $V_{DL} = 11,8 \text{ V}$  sau peste pragul superior  $V_{DH} = 12,2 \text{ V}$ . Funcțional, semnalele

biologice prelevate de la electrozii E1 și E2 încărcăți cu biopotențiale din corpul uman, fig. 1-2, sunt preluate de un amplificator de instrumentație IC 1, fig. 2, utilizat în conexiunea “mod diferențial la intrare”, iar semnalul rezultat la ieșirea IC 1 este preluat de un amplificator de precizie cu izolare galvanică IC 2. Semnalul rezultat la ieșirea amplificatorului de precizie cu izolare galvanică IC 2 este apoi aplicat unui filtru activ trece bandă Bessel de ordinul 4, realizat cu amplificatoarele operationale IC3 și IC 4, fig. 3, cu frecvența centrală  $f = 100$  Hz, atenuarea frecvenței la capete  $-3$  dB, lățimea de bandă de atenuare  $-45$  dB și banda de trecere  $1$  Hz. Semnalul rezultat la ieșirea filtrului activ trece bandă Bessel de ordinul 4 este apoi amplificat de către modulul electronic amplificator de mod comun de ieșire, fig. 4, realizat cu amplificatoarele operaționale IC5, IC6 și IC7. În fig. 6 se prezintă o captură a formei de undă de la ieșirea sistemului electronic de condiționare cu utilizare în preluarea semnalelor biologice, în cazul aplicării la intrare a unui semnal sinusoidal cu caracteristicile:  $U_{vv} = 5$  mV și  $f = 100$  Hz. În fig. 7 se prezintă o captură a formei de undă de la ieșirea sistemului electronic de condiționare cu utilizare în preluarea semnalelor biologice, în cazul aplicării la intrare a unui semnal sinusoidal cu caracteristicile:  $U_{vv} = 10$  mV și  $f = 100$  Hz. O sursă de tensiune izolată dublu diferențială protejată alimentează modulul electronic de preluare a semnalelor biologice, fig. 1-2. Prima sursă diferențială ce alimentează amplificatorul de instrumentație IC 1 și secțiunea de intrare a IC 2, fig. 2, este protejată de către modulul electronic de protecție a surselor de tensiune specifice stabilizate, fig. 5, realizat cu amplificatorul operațional dual C11 utilizat într-o conexiune de comparator fereastră și circuitele aferente. Dacă tensiunea de alimentare stabilizată monitorizată nu respectă limitele prestabilite, adică este sub pragul inferior  $V_{DL} = 11,8$  V sau peste pragul superior  $V_{DH} = 12,2$  V se aplică un potențial de  $7,5$  V pe terminalul de comandă, pinul 3 al releului SOLID STATE tip D2410 CRYDOM, fig. 5, care realizează decuplarea automată de la rețeaua de curent alternativ.

## Revendicări

1. Sistem electronic de condiționare cu utilizare în preluarea semnalelor biologice, caracterizat prin aceea că este alcătuit, conform fig. 1., din: **Modulul 1** - modulul electronic de preluare a semnalelor biologice; **Modulul 2** - modulul electronic de filtrare; **Modulul 3** - modulul electronic amplificator de mod comun de ieșire; **Modulul 4** - modulul electronic de protecție a surselor de tensiune specifice stabilizate; sistemul electronic de condiționare funcționează în modul următor: constructiv, este realizat prin cascada modulelor electronice **Modulul 1, Modulul 2, Modulul 3** și utilizarea **Modulului 4** pentru decuplarea automată de la rețeaua de curent alternativ și protejarea pacienților în cazul când tensiunea de alimentare stabilizată monitorizată nu respectă limitele prestabilite; funcțional, semnalele biologice prelevate de la electrozii (E1) și (E2) încărcăți cu biopotențiale din corpul uman, sunt preluate de un amplificator de instrumentație (IC 1), utilizat în conexiunea “mod diferențial la intrare”, iar semnalul rezultat la ieșirea (IC 1) este preluat de un amplificator de precizie cu izolare galvanică (IC 2); semnalul rezultat la ieșirea amplificatorului de precizie cu izolare galvanică (IC 2) este apoi aplicat unui filtru activ trece bandă Bessel de ordinul 4, realizat cu amplificatoarele operationale (IC3) și (IC 4), cu frecvența centrală  $f = 100$  Hz, atenuarea frecvenței la capete  $-3$  dB, lățimea de bandă de atenuare  $-45$  dB și banda de trecere  $1$  Hz; semnalul rezultat la ieșirea filtrului activ trece bandă Bessel de ordinul 4 este apoi amplificat de către modulul electronic amplificator de mod comun de ieșire, realizat cu amplificatoarele operaționale (IC5), (IC6) și (IC7).

2. Sistem electronic de condiționare cu utilizare în preluarea semnalelor biologice, caracterizat prin aceea că este format din **Modulul 4**, care este denumit modulul electronic de protecție a surselor de tensiune specifice stabilizate și este realizat cu: un amplificator operațional dual (CI1) utilizat în configurația “comparator fereastră” și circuitele aferente; se definesc două praguri ajustabile ale tensiunii monitorizate, pragul inferior  $V_{DL} = 11,8$  V și pragul superior  $V_{DH} = 12,2$  V, aceste praguri sunt definite de componentele (R1), (DZ1), (P1) și (C1) respectiv (R2), (DZ2), (P2) și (C2); potențialele electrice culese de pe cursoarele potențioanelor (P1) și (P2) sunt aplicate pe intrarea inversoare a  $\frac{1}{2}$  (CI1) respectiv pe intrarea neinversoare a  $\frac{1}{2}$  (CI1) iar potențialul de la ieșirea comparatorului fereastră, pinii 1 și 7, este aplicat pe baza tranzistorului bipolar (T1); structura (T1), (T2), (T3), (T4), împreună cu componentele aferente aplică un potențial de  $7,5$  V pe terminalul de comandă, pinul 3 al releului (SOLID STATE D2410 CRYDOM), prin intermediul rezistorului (R 10), atunci când tensiunea de alimentare stabilizată monitorizată nu respectă limitele prestabilite, adică este sub pragul inferior  $V_{DL} = 11,8$  V sau peste pragul superior  $V_{DH} = 12,2$  V și astfel se realizează decuplarea automată de la rețeaua de curent alternativ.

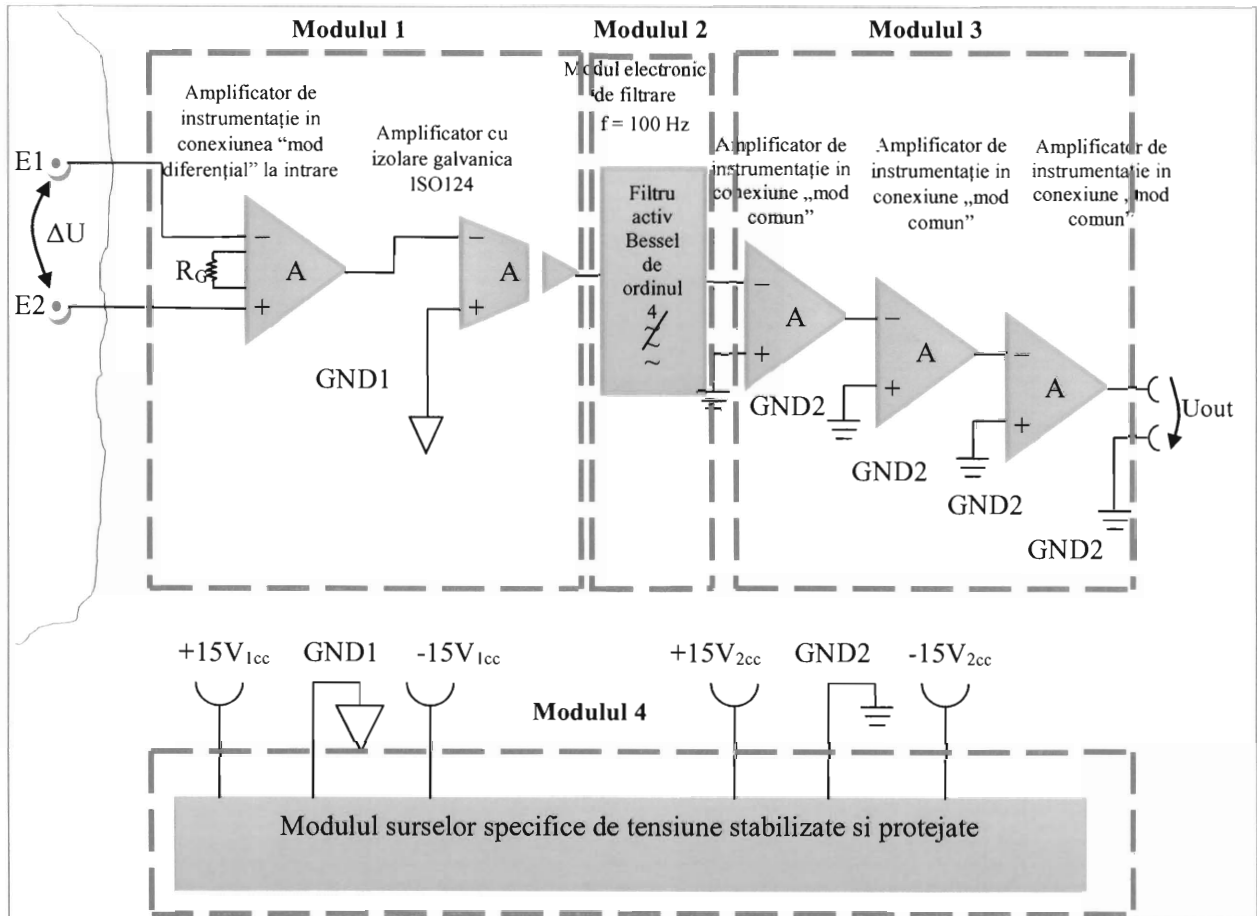


Fig. 1.



35

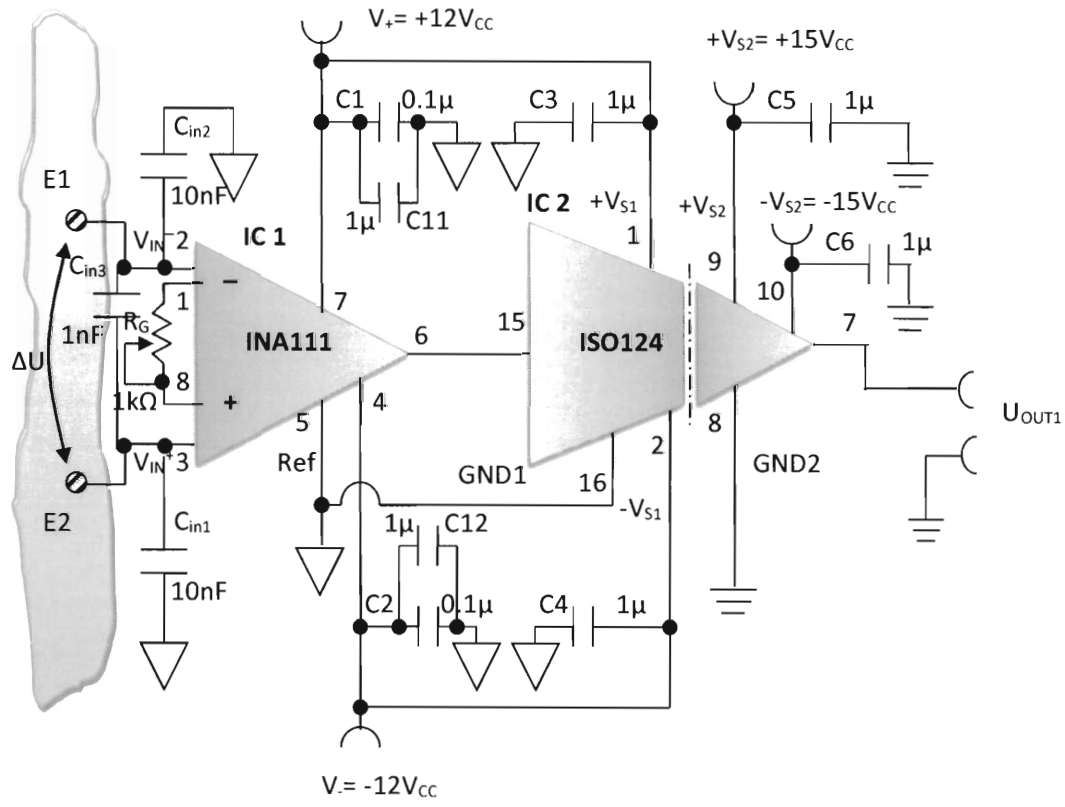


Fig. 2.

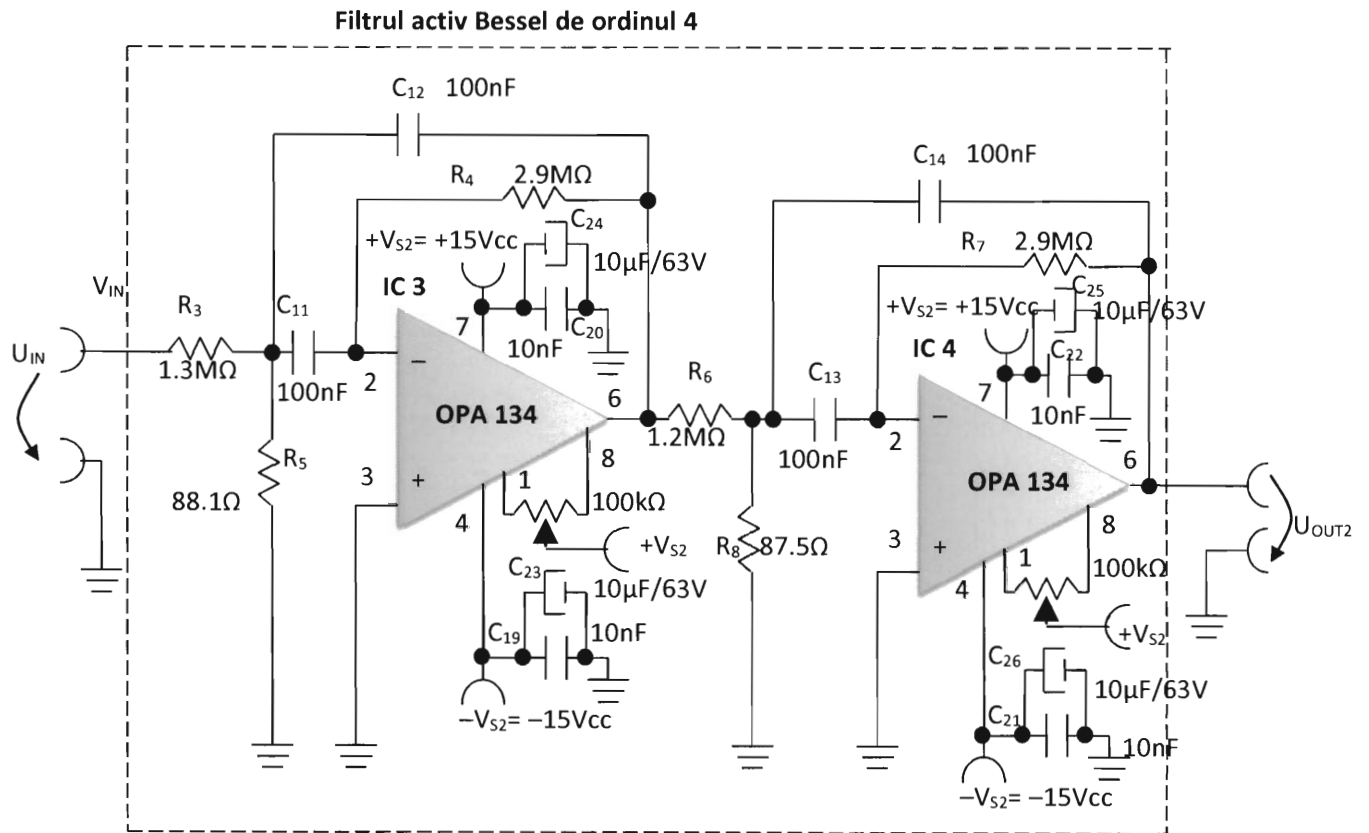


Fig. 3.

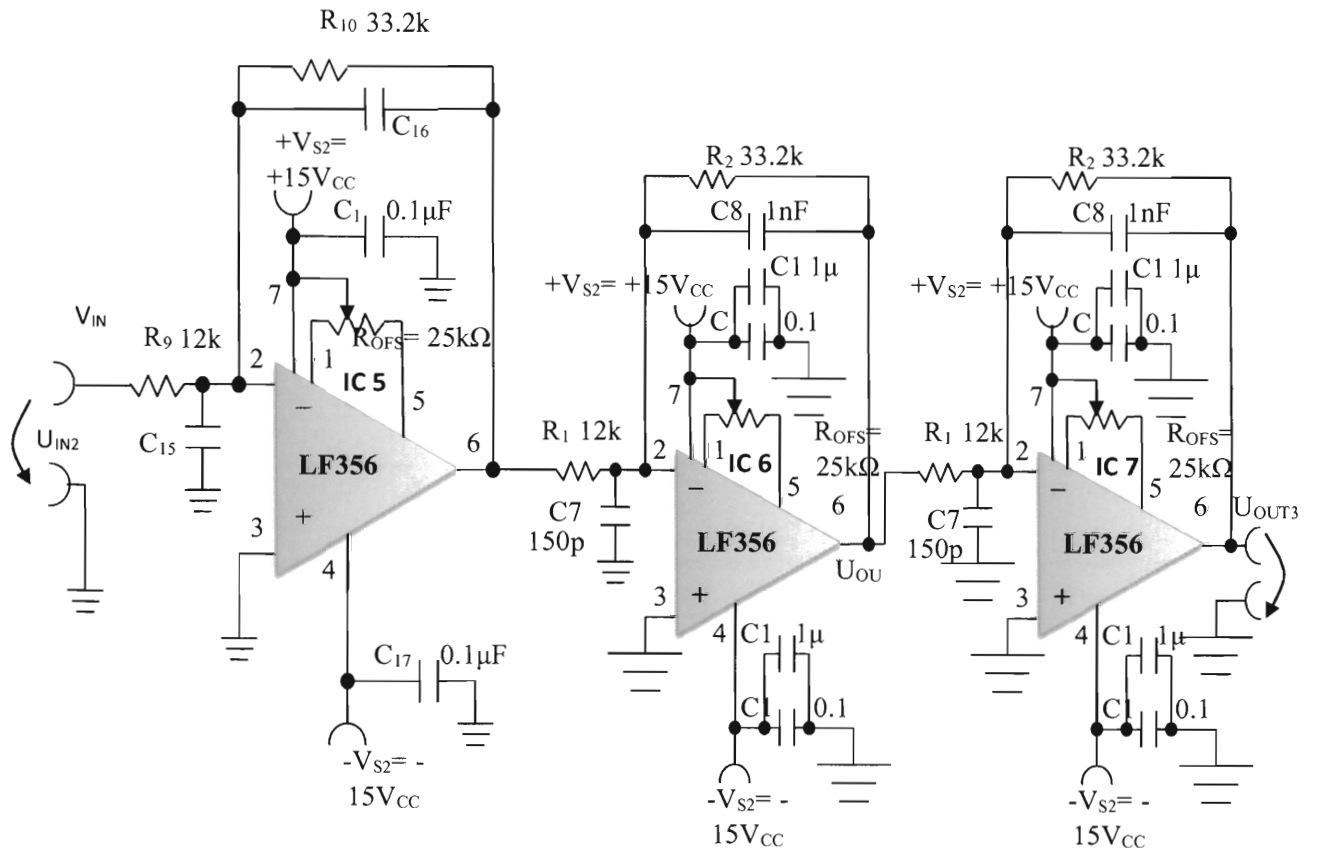


Fig. 4.



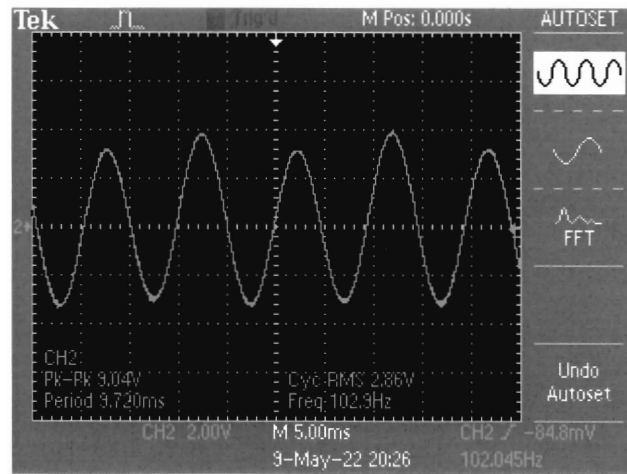


Fig. 6.

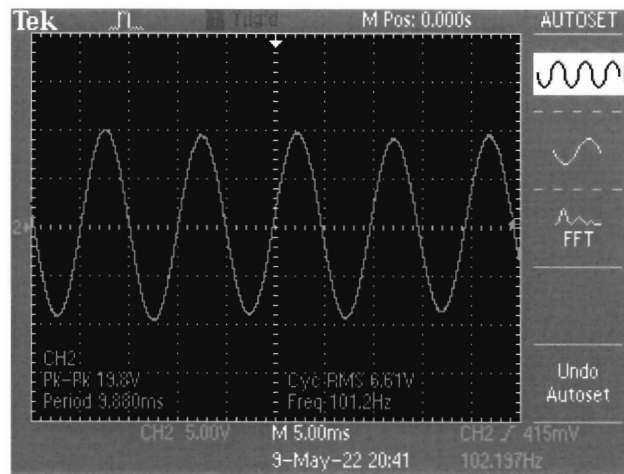


Fig. 7.