



(12) CERERE DE BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: a 2022 00068

(22) Data de depozit: 11/02/2022

(41) Data publicării cererii:  
30/08/2023 BOPI nr. 8/2023

(71) Solicitant:  
• UNIVERSITATEA TEHNICĂ "GHEORGHE  
ASACHI" DIN IAȘI, STR. PROF. DR. DOC.  
DIMITRIE MANGERON NR. 67, IAȘI, IS, RO

(72) Inventatori:  
• FOȘĂLĂU CRISTIAN-IOAN,  
ȘOS. NICOLINA NR. 54, BL. 977A, ET. 6,  
AP. 16, IAȘI, IS, RO;  
• ZET CRISTIAN, STR. CLOPOTARI NR. 36,  
BL. 671, SC. C, ET. 3, AP. 13, IAȘI, IS, RO

(54) TRADUCTOR PENTRU CONVERSIA MIȘCĂRILOR  
DATORATE RESPIRAȚIEI ÎN SEMNAL ELECTRIC

(57) Rezumat:

Invenția se referă la un traductor care convertește mișcările ritmice toracice ale unui subiect uman, datorate respirației, în semnale electrice care pot fi prelucrate ulterior în vederea evaluării eficacității respirației prin determinarea unor parametri precum amplitudinea respirației (volumul de aer inhalat) și ritmul respirator. Traductorul conform invenției este constituit din două părți: o construcție electromecanică constând dintr-o carcasă (7) în care sunt incluse patru elemente sensibile din fir magnetic amorf, montate după direcții paralele, două dintre ele,  $FMA_{a1}$  și  $FMA_{a2}$ , considerate active, fiind supuse acțiunii unei forțe provocate de mișcările toracicedatorate respirației și acțiunii perturbatoare a câmpurilor magnetice externe, iar celelalte două,  $FMA_{p1}$  și  $FMA_{p2}$ , considerate pasive, supuse doar acțiunii aceluiași câmpuri magnetice externe, cele patru elemente sensibile fiind montate electric în punte, două câte două pe laturi opuse, puntea fiind alimentată în curent alternativ. Mișcările toracice produc, prin intermediul unei benzi (1) rigide și a unor resorturi (9), o forță de întindere asupra elementelor active, proporțională cu amplitudinea mișcării care produce, la rândul ei, variații ale impedanței elementelor active și, în final, un semnal electric la bornele punții. Cea de-a doua

parte a traductorului o reprezintă circuitul de condiționare a semnalului rezultat din punte, format dintr-un amplificator (A1) de instrumentație, dintr-un filtru (FS) selectiv și dintr-un detector (DVV) al valorilor de vârf.

Revendicări: 2  
Figuri: 5

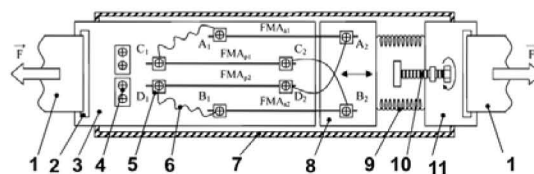


Fig. 3

Cu începere de la data publicării cererii de brevet, cererea asigură, în mod provizoriu, solicitantului, protecția conferită potrivit dispozițiilor art.32 din Legea nr.64/1991, cu excepția cazurilor în care cererea de brevet de invenție a fost respinsă, retrasă sau considerată ca fiind retrasă. Întinderea protecției conferite de cererea de brevet de invenție este determinată de revendicările conținute în cererea publicată în conformitate cu art.23 alin.(1) - (3).



OFICIUL DE STAT PENTRU INVENȚII ȘI MĂRCI  
Cerere de brevet de invenție  
Nr. .... a 2022 00068  
Data depozit ..... 11-02-2022



**TRADUCTOR PENTRU CONVERSIA MIȘCĂRILOR DATORATE RESPIRAȚIEI  
ÎN SEMNAL ELECTRIC**

**DESCRIEREA INVENȚIEI**

Invenția se referă la un traductor care convertește mișcările ritmice toracice ale unui subiect uman datorate respirației în semnale electrice, care pot fi prelucrate ulterior în vederea evaluării eficacității respirației prin determinarea unor parametri precum amplitudinea respirației (volumul de aer inhalat) și ritmul respirator.

Parametrii legați de respirație pot furniza informații importante legate de starea de sănătate, dar și de activitate fizică sau emoțională a subiectului uman. Principalii parametri legați de respirație, care pot fi măsurați direct, sunt ritmul respirator și amplitudinea respirației. Aceștia se modifică semnificativ în funcție de starea fiziologică și emoțională a subiectului. De exemplu, afectarea capacității pulmonare datorită unor boli determină creșterea ritmului respirator și a amplitudinii respirației. Supunerea corpului la efort fizic sau creșterea activității cerebrale sau a altor organe datorită unui stres emoțional duc, de asemenea, la modificarea acestor parametri ca și, în general, orice activitate care necesită surplus de oxigen pentru corp.

Există mai multe metode de a obține informații și semnale legate de procesul de respirație. O metodă se bazează pe prelucrarea semnalului electrocardiografic sau fotopletismografic prin analiza modulației intervalului de timp dintre două vârfuri R-R ale acestor semnale date de ritmul respirator [1]. Alte metode se bazează pe detectarea mișcărilor toracelui datorate respirației prin utilizarea de accelerometre, giroscopae, traductoare de deplasare sau forță magnetoinductive sau piezorezistive, traductoare de deformare sau traductoare de deplasare cu fibre optice [2]. Metode mai sofisticate utilizează dispozitive radar sau camere video pentru detectarea mișcărilor ritmice ale toracelui [3,4].

De exemplu, brevetul US9560978B2 descrie o soluție de extragere a componentei ritmice datorate respirației dintr-un semnal fotopletismografic PPG, ce conține o componentă purtătoare formată din semnalul periodic datorat pulsațiilor inimii și identificat prin variația reflectivității unui fascicul de lumină ce străbate o porțiune din corp ce conține un număr mare de capilare cum ar fi vârful degetului sau lobul urechii și o componentă modulatorie în amplitudine a purtătoarei, datorată ritmului respirator. Extragerea componentei modulatorie se face prin metode electronice. Dezavantajul acestei metode este că răspunsul senzorului este puternic influențat de poziția de montare a senzorului, de starea de activitate a subiectului și

32

de amplitudinea mică a modulatorii, ce conferă metodei o sensibilitate redusă și duce la erori mari ale rezultatului.

În brevetul US20180035916A1 este prezentată o soluție de obținere a unui semnal dependent de ritmul respirator prin montarea unui accelerometru pe toracele subiectului și extragerea semnalului periodic utilizând un lanț de prelucrare digitală ce cuprinde un bloc de calcul a spectrului semnalului, un bloc de eliminare a informației de fază, un bloc de calcul al frecvențelor maxime, din care rezultă periodicitatea datorată ritmului respirator. Dezavantajul acestei metode constă în dificultatea decelării ritmicității datorate pulsațiilor inimii de cea datorate mișcărilor respiratorii, care în anumite situații pot avea frecvențe apropiate, ceea ce conduce la obținerea de erori foarte mari ale rezultatului, mai ales în cazul unor boli ale plămânilor în care ritmul respirator este foarte accelerat.

Scopul invenției constă în realizarea unui traductor pentru detectarea mișcărilor ritmice ale corpului uman, în particular ale toracelui, datorate respirației, care să furnizeze un semnal electric sub formă de tensiune, dependent de aceste mișcări.

Soluția tehnică din prezenta propunere de invenție constă în utilizarea firelor magnetice amorfe ca senzori de forță care suferă, prin efectul de stresimpedanță, variații ale impedanței proprii produse de mișcările toracice datorate respirației și prin care, utilizând un circuit electronic de prelucrare a semnalului adecvat, se generează o tensiune aproximativ proporțională cu amplitudinea acestor mișcări. Materialul din care este construit elementul sensibil este materialul magnetic amorf sub formă de fir denumite în continuare fir magnetic amorf (FMA). Materialele magnetice amorfe, care se mai numesc și sticle magnetice, pot fi de două feluri: a) cu magnetostricțiune ridicată și b) nemagnetostrictive. În principiu, aliajele amorfe se produc prin topirea unui amestec format dintr-unul sau mai multe metale de bază (Fe, Co, Cu, Mb, Ni), Si și B în diferite proporții și apoi răcirea rapidă a amestecului, astfel încât structura nanocristalină să nu aibă timp să se formeze. Se produc sub formă de fire sau benzi de dimensiuni submilimetrice, dar și sub formă de bare, miezuri, diafragme, etc.

FMA sunt produse prin metoda răcirii rapide în strat rotativ de apă, așa cum este descris în brevetul US4523626. Prin această metodă, amestecul de metale, Si și B este topit într-un cuptor cu inducție, după care este împins sub presiune printr-un ajutor de cuarț într-un strat de apă rece ce se rotește pe partea interioară a unui tambur rotitor. Prin răcirea rapidă în stratul de apă rece, aliajul capătă o structură internă amorfă și proprietăți care-i conferă o serie de efecte cum ar fi: efectul Barkhausen larg, efectul Wiedemann, efectul Matteucci, efectele de magnetoimpedanță și de stresimpedanță.

Efectul pe baza căruia funcționează elementul sensibil al prezentei invenții este efectul de stresimpedanță. Efectul de stresimpedanță este specific firelor magnetice amorf nemagnetostrictive cu compoziția  $\text{Co}_x\text{Fe}_y\text{Si}_z\text{B}_t$  și constă în modificarea impedanței unui fir magnetic amorf parcurs de un curent alternativ de o anumită intensitate și frecvență, aflat sub acțiunea unui efort mecanic axial sau de torsiune. Variația de impedanță este descrisă de relația:

$$\underline{Z} = \frac{r}{2\sqrt{2}\rho} R_{dc} (1 + j) \sqrt{\omega\mu_{\Phi}(H_x, \xi, \sigma)} \quad (1)$$

unde  $r$  este raza FMA,  $\rho$  este rezistivitatea,  $R_{dc}$  este rezistența în curent continuu,  $\omega$  este pulsația curentului alternativ ce străbate firul,  $\mu_{\Phi}$  este permeabilitatea circulară,  $H_x$  este intensitatea câmpului magnetic orientat axial față de fir, iar  $\xi$  și  $\sigma$  sunt eforturile torsional și axial. Relația de mai sus este valabilă pentru frecvențe ale curentului alternativ ce străbate firul mai mari de 100 kHz. După cum se observă din relația de mai sus, variația lui  $Z$  depinde în mod semnificativ și de câmpurile magnetice orientate axial față de fir. De aceea, pentru utilizarea efectului de stresimpedanță, este necesar ca valoarea câmpului magnetic în punctul de utilizare a senzorului să fie cunoscută, constantă, sau efectul acestuia să fie compensat prin metode electronice.

Traductorul pentru conversia mișcărilor datorate respirației în semnal electric, conform invenției, conține două părți: 1) construcția electromecanică din care fac parte elementele sensibile asupra cărora se exercită forța datorată mișcărilor toracice specifice respirației și 2) partea de prelucrare electronică a semnalului, care furnizează la ieșire o tensiune dependentă de amplitudinea mișcărilor.

Metoda pe baza căruia funcționează traductorul este neinvazivă, traductorul poate fi construit portabil, iar senzorul este re folosibil.

Traductorul pentru conversia mișcărilor datorate respirației în semnal electric, conform invenției, prezintă următoarele avantaje: este sensibil doar la variațiile ritmice de volum ale cutiei toracice datorate respirației, are o sensibilitate bună la aceste mișcări, influențele exterioare ale câmpurilor magnetice parazite sunt compensate, are o construcție simplă și ieftină, iar semnalul rezultat la ieșire poate fi prelucrat cu ușurință cu circuite electronice analogice și digitale, circuitele de prelucrare putând fi miniaturizate și incluse în aceeași carcasă cu cea a traductorului însuși.

Se dă în continuare un exemplu de realizare a invenției, în legătură cu figurile 1 ... 5, care reprezintă:

- Fig. 1 – ilustrarea principiului de funcționare

- Fig. 2 – legarea electrică în punte a elementelor sensibile
- Fig. 3 – vedere de sus a traductorului
- Fig. 4 – vedere de ansamblu a traductorului
- Fig. 5 – schema bloc a circuitului electronic de condiționare a semnalului

Traductorul pentru conversia mișcărilor datorate respirației în semnal electric, conform invenției, funcționează în principiu, conform Fig. 1, pe baza variației de impedanță ce se produce în elementele sensibile reprezentate de firele magnetice amorse active  $FMA_{a1}$  și  $FMA_{a2}$ , montate după direcții paralele și alimentate în curent alternativ, asupra cărora acționează forța axială  $F$ , determinată de acțiunea mișcărilor respiratorii ale toracelui. Cele două elemente sensibile,  $FMA_{a1}$  și  $FMA_{a2}$ , sunt construite din fire magnetice amorse nemagnetostriective cu compoziția  $Co_xFe_ySi_zB_w$  și au capetele fixate pe două plăci separate, P1 și P2, care se pot mișca independent una față de cealaltă. Elementele pasive  $FMA_{p1}$  și  $FMA_{p2}$  sunt identice cu elementele active, însă sunt montate cu ambele capete pe placa P1, cu scopul de a compensa influența câmpurilor magnetice externe care ar putea perturba funcționarea traductorului, întrucât este cunoscut că aceste câmpuri pot modifica impedanța elementelor active în aceeași măsură ca și efectul de stresimpedanță. Elementele pasive nu suferă acțiuni din partea forței  $F$ , ci doar din partea câmpurilor magnetice parazite, care influențează în aceeași măsură și elementele active. Cele 4 elemente sensibile sunt legate din punct de vedere electric într-o punte Wheatstone, ca în Fig. 2. Această conectare se face prin legarea electrică a capetelor  $A_1$  cu  $C_1$ ,  $A_2$  cu  $D_1$ ,  $B_2$  cu  $D_2$  și  $B_1$  cu  $C_2$ , astfel încât elementele active să fie pe laturi opuse. Puntea se alimentează cu tensiunea alternativă  $\underline{U}_a$  pe o diagonală, iar de pe cealaltă diagonală se culege tensiunea diferențială  $\underline{U}_d$ .

Fie  $\underline{\Delta Z}_\sigma$  variația de impedanță datorată acțiunii efortului axial  $\sigma = \frac{F}{2S}$  asupra elementelor sensibile active  $FMA_{a1}$  și  $FMA_{a2}$ , unde  $S$  este secțiunea firului, iar  $\underline{\Delta Z}_H$  variația de impedanță produsă de un câmp magnetic extern perturbator de intensitate  $H$  ce acționează în toate cele 4 elemente sensibile considerate identice. Dacă impedanța celor 4 fire în absența efortului mecanic  $\sigma$  și în absența oricărui câmp magnetic extern este  $\underline{Z}$ , iar puntea este alimentată cu tensiunea alternativă  $\underline{U}_a$ , atunci tensiunea diferențială  $\underline{U}_d$  de dezechilibru a punții este dată de relația:

$$\underline{U}_d = \underline{U}_a \left( \frac{\underline{Z}_{p1}}{\underline{Z}_{a1} + \underline{Z}_{p1}} - \frac{\underline{Z}_{a2}}{\underline{Z}_{a2} + \underline{Z}_{p2}} \right) \quad (2)$$

unde  $\underline{Z}_{a1}$ ,  $\underline{Z}_{a2}$ ,  $\underline{Z}_{p1}$ ,  $\underline{Z}_{p2}$  sunt mărimi complexe date de:

$$\underline{Z}_{a1} = \underline{Z}_{a2} = \underline{Z} + \underline{\Delta Z}_\sigma + \underline{\Delta Z}_H \quad (3)$$

$$Z_{p1} = Z_{p2} = Z + \Delta Z_H \quad (4)$$

Inlocuind ecuațiile (3) și (4) în ecuația (2), aceasta devine:

$$U_d \cong \frac{\Delta Z_\sigma^2 + 2\Delta Z_\sigma}{(2Z + 2\Delta Z_H + \Delta Z_\sigma)^2} \quad (5)$$

Relația (5) arată dependența neliniară a tensiunii diferențiale de ieșire din punte,  $U_d$ , de variația impedanței datorate tensiunii axiale,  $\Delta Z_\sigma$ , prin efectul de stresimpedanță, fiind posibilă liniarizarea prin restrângerea domeniului de măsurare pe o anumită porțiune a caracteristicii. Se observă că influența termenului parazit  $\Delta Z_H$  este mult redusă prin adăugarea în circuit a celor două elemente sensibile pasive.

Partea de construcție electromecanică a traductorului pentru conversia mișcărilor datorate respirației în semnal electric, conform invenției, este prezentată în Fig. 3. Aceasta este compusă dintr-o carcasă 7, în care sunt montate cele două plăci realizate din circuit imprimat placat pe partea inferioară cu cupru, 3 și 8, placa 3 fiind fixă, legată de carcasă, iar placa 8 având posibilitatea de mișcare axială față de carcasă, și deci și față de placa 3. Placa mobilă 8 este conectată de placa 11, de asemenea mobilă, prin intermediul resoartelor 9. Placa 11 este legată de un capăt al unei centuri rigide 1, care înconjoară toracele subiectului uman și care are celălalt capăt legat de placa fixă 3. Legăturile benzii rigide de plăcile 3 și 11 se realizează prin intermediul decupajelor 2. Elementele sensibile active, reprezentate de firele magnetice amorfice  $FMA_{a1}$  și  $FMA_{a2}$ , au capetele fixate prin intermediul conectorilor 5 de placa fixă 3, în punctele  $A_1$  respectiv  $B_1$  și de placa mobilă 8, în punctele  $A_2$  respectiv  $B_2$ . Elementele sensibile pasive reprezentate de firele magnetice amorfice  $FMA_{p1}$  și  $FMA_{p2}$  au toate cele 4 capete  $C_1$ ,  $C_2$ ,  $D_1$  și  $D_2$  fixate în întregime pe placa fixă 3, fiind montate după direcții paralele cu elementele active. Legăturile în punte, conform Fig. 2, sunt realizate prin trasee de cupru corodate pe plăcile de circuit imprimat 3 și 8 sau prin legături cu firele 6 pe partea inferioară, iar punctele corespunzătoare celor 4 diagonale ale punții sunt legate la conectorul 4, aceste legături nefiind reprezentate în Fig. 3. Resoartele 9 au rolul de a transforma mișcările toracelui datorate respirației în forța  $F$ , proporțională cu amplitudinea acestor mișcări, și care se transmite asupra elementelor sensibile active, conform relației:

$$F = k\Delta x \quad (5)$$

unde  $k$  este constanta elastică a resoartelor și  $\Delta x$  este deplasarea plăcii 11 față de carcasa 7 datorată mișcărilor toracelui.

Șurubul 10 are rolul de pretensionare a resoartelor în starea inițială, necesară pentru aducerea funcționării traductorului într-o zonă liniară a caracteristicii  $U_d = f(\Delta Z_\sigma)$ .

In Fig. 4 este dată o vedere de ansamblu a traductorului montat.

In Fig. 5 este prezentată schema bloc a celei de a doua părți a traductorului, circuitul electronic de condiționare a semnalului furnizat de senzor. Aceasta este compusă din oscilatorul OSC, ce furnizează tensiunea alternativă  $U_a$  de o anumită amplitudine și frecvență, care alimentează puntea Wheatstone formată din cele 4 elemente sensibile, de impedanțe  $Z_{a1}$ ,  $Z_{a2}$ ,  $Z_{p1}$  și  $Z_{p2}$ , date de relațiile (2) și (3). Tensiunea diferențială  $U_d$  culeasă de la diagonala de măsură a punții este amplificată cu amplificatorul de instrumentație AI, apoi filtrată cu filtrul selectiv FS acordat pe frecvența tensiunii de alimentare  $U_a$ , fiind apoi convertită în tensiune continuă proporțională cu amplitudinea tensiunii filtrate  $U_{fs}$  cu ajutorul detectorului de valori de vârf DVV. Tensiunea continuă rezultată la ieșire,  $U_e$ , este dependentă de amplitudinea mișcărilor toracice datorate respirației subiectului uman. In continuare, această tensiune poate fi prelucrată analogic sau digital pentru extragerea unor informații utile cum ar fi ritmul respirator sau volumul de aer inspirat, necesare pentru stabilirea stării de sănătate a subiectului.

**BIBLIOGRAFIE**

- [1] P.H. Charlton, et. al. "An assessment of algorithms to estimate respiratory rate from the electrocardiogram and photoplethysmogram", *Physiol. Meas.*, 37(4), 2016, pp. 610-626.
- [2] J.-W. Yoon, Y.-S. Noh, Y.-S. Kwon, W.-K Kim and H.-R. Yoon "Improvement of dynamic respiration monitoring through sensor fusion of accelerometer and gyro-sensor", *J. Electr. Eng. Technol.* 9, 2014, pp. 334–343.
- [3] L. Jee Eun and Y. Sun, "Radar-based detection of respiration rate with adaptive harmonic quefrency selection", *Sensors (Basel)*, 20(6), 2020.
- [4] B.A. Reyes, N. Reljin, Y. Kong, Y. Nam and K.H. Chon, "Tidal volume and instantaneous respiration rate estimation using a volumetric surrogate signal acquired via a smartphone camera", *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, 21, 2017, pp.764–77.



**REVENDICĂRI**

1. Traductor pentru conversia mișcărilor datorate respirației în semnal electric bazat pe efectul de stresimpedanță care apare în firele magnetice amorfe, **caracterizat prin aceea că** este constituit dintr-o carcasă în care sunt montate două plăci mobile una față de cealaltă, pe care sunt montate după direcții paralele 4 elemente sensibile identice materializate prin 4 fire magnetice amorfe legate electric într-o punte Wheatstone alimentată în curent alternativ, dintre care două sunt active și montate în brațe opuse ale punții, suferind variații ale impedanței datorate unei forțe provocate de mișcările toracice respiratorii precum și de câmpurile magnetice axiale parazite, iar celelalte două sunt pasive, suferind variații ale impedanței provocate de aceleași câmpuri magnetice parazite, astfel realizându-se compensarea electrică a acestor câmpuri din semnalul de ieșire al punții.
2. Traductor pentru conversia mișcărilor datorate respirației în semnal electric, conform revendicării 1, **caracterizat prin aceea că** semnalul diferențial cules de la bornele de măsură ale punții este amplificat cu un amplificator de instrumentație, după care este filtrat cu un filtru selectiv acordat pe frecvența de alimentare a punții, apoi convertit în semnal continuu proporțional cu amplitudinea semnalului de ieșire din punte cu ajutorul unui detector de valori de vârf.

26

DESENE

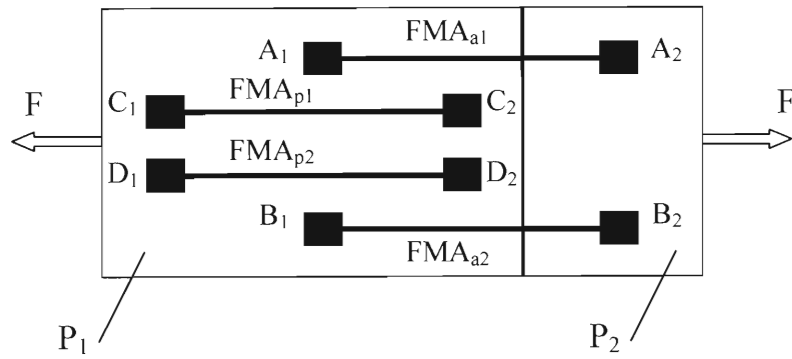


Fig. 1

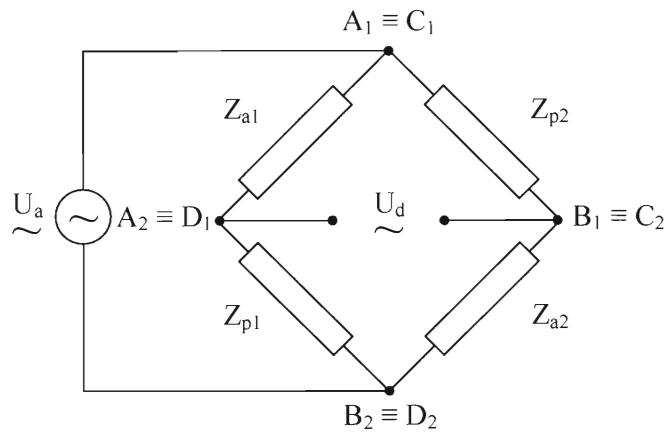


Fig. 2

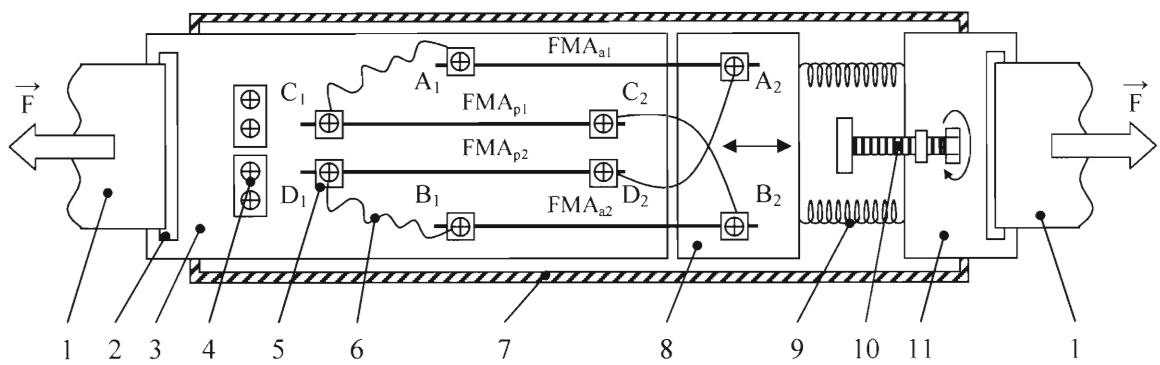


Fig. 3

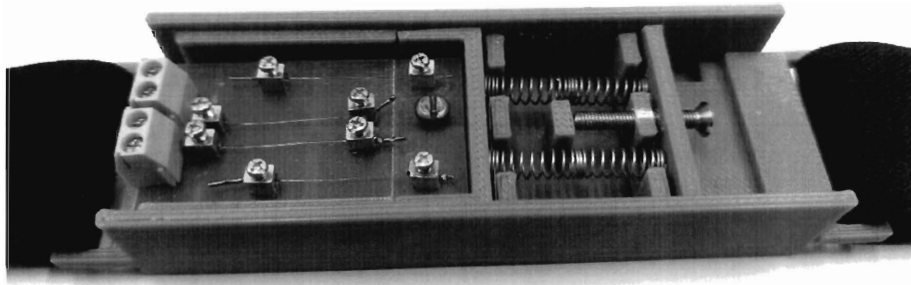


Fig. 4

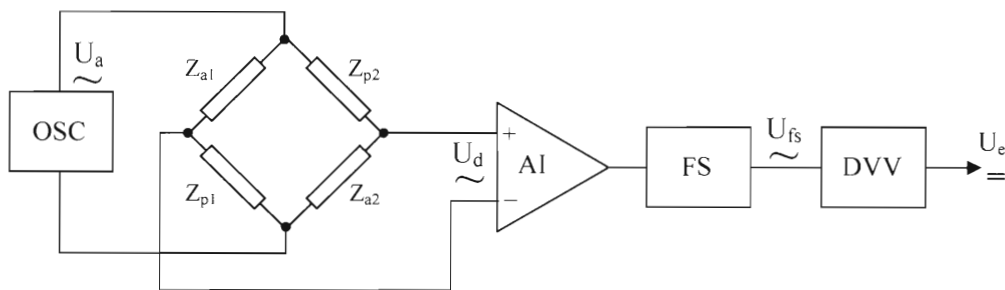


Fig. 5