



(12)

## BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: **a 2012 00854**

(22) Data de depozit: **21/11/2012**

(45) Data publicării mențiunii acordării brevetului: **28/02/2020** BOPI nr. **2/2020**

(41) Data publicării cererii:  
**30/05/2014** BOPI nr. **5/2014**

(73) Titular:  
• **UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI"**  
**DIN CLUJ-NAPOCA,**  
**STR.MIHAIL KOGĂLNICEANU NR.1,**  
**CLUJ-NAPOCA, CJ, RO**

(72) Inventatori:  
• **BURDA IOAN, STR. BUCEGI NR.2B,**  
**AP.25, CLUJ-NAPOCA, CJ, RO;**  
• **TUNYAGI ARTHUR ROBERT,**  
**STR. GENERAL ION DRAGALINA NR.31,**  
**TURDA, CJ, RO;**

• **SILAGHI ANDREEA MARIA,**  
**CALEA DUMBRĂVII NR. 126, SIBIU, SB,**  
**RO;**  
• **SIMON SIMION, STR. HOREA NR.4,**  
**AP.22, CLUJ-NAPOCA, CJ, RO;**  
• **POPESCU OCTAVIAN,**  
**STR. ANATOLE FRANCE NR. 22, AP. 1,**  
**CLUJ-NAPOCA, CJ, RO**

(56) Documente din stadiul tehnicii:  
**KR 20010032603 (A); US 5455475 (A);**  
**CN 1584579 (A)**

(54) **MODUL DE MĂSURARE A IMPEDANȚEI  
UNUI IMUNOSENZOR REZONANT**



# RO 129483 B1

1           Invenția se referă la un modul de măsurare a impedanței unui imunosenzor rezonant  
(cristal de cuarț funcționalizat, utilizat în mediu biologic), cu răspuns logaritm și un singur canal  
3 de detecție. Invenția poate fi exploatată pentru realizarea unor aplicații specifice QCM în medii  
lichide cu aplicații în medicină, biologie, în particular pentru realizarea de imunosenzori.  
5 Extinderea aplicațiilor senzorelor rezonant la măsurători în mediu biologic/lichid este esențială  
pentru microbalanța cu cristal de cuarț, în special pentru realizarea de imunosenzori  
7 performanți. Modulul de măsurare a impedanței unui imunosenzor bazat pe cristal de cuarț  
elimină limitările specifice ale implementărilor bazate pe conceptul clasic de oscilator sau de  
9 analizor de rețea care necesită o calibrare/recalibrare frecventă, sau aduce limitări ale dinamicii  
imunosenzorului.

11           Microbalanța cu cristal de cuarț (Quartz Crystal Microbalance, QCM) [1] este metoda  
cea mai răspândită de măsurare a unor mase extrem de mici, și se bazează pe un senzor  
13 rezonant (cristal de cuarț). În funcție de masa depusă, apare o modificare a frecvenței de  
rezonanță (ecuația Sauerbrey,  $\Delta f = -\text{const} \Delta m$ ), respectiv, modificarea parametrilor electromeca-  
15 nici (modelul circuitului echivalent, Butterworth-van-Dyke (BvD)). Cristalul de cuarț este un  
senzor rezonant complex [2, 3], frecvent folosit pentru măsurarea prezenței unor substanțe  
17 volatile în aer.

19           Recent au fost dezvoltate unele aplicații pentru măsurarea masei unor eșantioane  
depeuse pe un electrod în mediu lichid [3]. Dependența dintre masa depusă pe un electrod și  
deplasarea de frecvență în mediul lichid este descrisă de modelul Kanazawa. În cazul  
21 implementării metodei QCM în mediu lichid, interacțiunile complexe la interfața creată de unul  
dintre electrozii cristalului de cuarț și materialul, de regulă, biologic atașat pe electrod și mediul  
23 de lucru, nu pot fi puse în evidență cu suficientă acuratețe prin metoda QCM clasică, bazată pe  
oscilator și frecvențmetru digital. De regulă, o descriere completă a efectelor generate de  
25 interacțiunile de la suprafața electrodului unui cristal de cuarț funcționalizat într-un mediu  
biologic este posibilă doar prin utilizarea unui analizor de rețea. Costul ridicat al unui asemenea  
27 echipament, combinat cu timpul de măsurare relativ lung, urmat de o interpretare dificilă a  
rezultatelor a determinat căutarea unor metode echivalente de măsurare rapidă la un preț de  
29 cost scăzut a impedanței unui senzor rezonant, în particular, a unui imunosenzor.

31           Implementarea simplificată a principalelor blocuri funcționale ale unui analizor de rețea  
și a unei sonde VI (tensiune - curent) nu a reușit să producă un echipament suficient de simplu  
și performant pentru realizarea unor aplicații comerciale specifice imunosenzorilor. Problema  
33 tipică a acestor implementări simplificate este determinată de folosirea a două canale de detec-  
ție pentru V, respectiv, I, a căror calibrare/recalibrare este dificilă chiar și în cazul unui imple-  
35 mentări asistate de un calculator (microcontroler). Mai mult, recalibrarea frecventă se impune  
din cauza caracteristicilor electrice specifice și mediului de lucru lichid. Toate aceste nerealizări  
37 determină utilizarea unui astfel de echipament, bazat pe un analizor de rețea, doar în condiții  
de laborator.

39           Problema tehnică pe care o rezolvă invenția este măsurarea directă și precisă a  
impedanței în jurul frecvenței de rezonanță serie a rezonatorului, într-un mediu biologic (lichid),  
41 independent de efectele produse de acesta.

43           Modulul de măsurare a impedanței unui imunosenzor rezonant utilizează un cristal de  
cuarț numit imunosenzor rezonant, interogată pasiv cu un semnal de la un generator DDS, prin  
intermediul unui atenuator și al unei sonde de tensiune, respectiv, al unei sonde de curent,  
45 urmate de un circuit de divizare analogic, la ieșirea căruia este un detector logaritm și un  
formator de semnal, sub forma unei tensiuni proporționale cu impedanța imunosenzorului.

# RO 129483 B1

Modul de măsurare a impedanței unui imunosenzor rezonant, conform invenției, prezintă următoarele avantaje:	1
- asigură excitarea pasivă a imunosenzorului rezonant pe frecvența de rezonanță serie, independent de proprietățile elastice ale eșantionului depus pe un electrod, sau de mediul de lucru;	3
- implementarea modulului de măsurare a impedanței unui imunosenzor rezonant apelează la componente electronice standardizate, cu implicații benefice asupra prețului de cost;	5
- determină o simplificare a procesării și interpretării datelor experimentale, prin măsurarea directă a impedanței unui imunosenzor rezonant într-o abordare pasivă.	7
Se dă, în continuare, un exemplu de aplicare a invenției, și în acest sens fig. 1 și 2 reprezintă:	9
- fig. 1, schema bloc a modulului de măsurare a impedanței unui imunosenzor rezonant;	11
- fig. 2, schema bloc de utilizare a modulului de măsurare a impedanței unui imunosenzor rezonant.	13
Modul de măsurare a impedanței unui imunosenzor rezonant, conform invenției (fig. 1), asigură interogarea senzorului rezonant <b>1</b> în jurul frecvenței de rezonanță serie cu ajutorul semnalului (DDS - Direct Digital Synthesis) de la un generator <b>2</b> , prin intermediul unui atenuator <b>3</b> , urmat de sonde de tensiune <b>4</b> și curent <b>5</b> . Semnalele de la cele două sonde sunt aplicate la intrările unui circuit de divizare implementat analogic <b>6</b> , iar semnalul de la ieșirea circuitului de divizare analogică este detectat cu ajutorul unui circuit de detecție logaritmic <b>7</b> , urmat de un bloc de condiționare <b>8</b> a semnalului <b>9</b> sub forma unei tensiuni proporționale cu logaritmul impedanței imunosenzorului rezonant.	15
Blocurile <b>6</b> și <b>7</b> pot fi implementate în jurul circuitelor integrate AD834, respectiv, AD8307. Generatorul de semnal (DDS) poate fi realizat în jurul circuitului integrat AD9851, pentru interogarea pasivă a imunosenzorilor cu frecvența de rezonanță de până la 60 MHz.	17
	19
	21
	23
	25
<b>Bibliografie</b>	27
1. Sauerbrey, G., "Use of quartz vibrator for weighting thin films on amicrobalance", Z. Phys. 1959, 155, 206-212.	29
2. Arnau, ed. (2004)., "Piezoelectric Transducers and Applications", Heidelberg: Springer.	31
3. Kanazawa, K. K.; Gordon, J. G., "The oscillation frequency of a quartz resonator in contact with liquid", Anal. Chim. Acta 1985, 175, 99-105.	33
	35

# RO 129483 B1

## Revendicare

1

3

5

7

9

Modul de măsurare a impedanței unui imunosenzor rezonant, **caracterizat prin aceea că** este constituit dintr-un cristal de cuarț cu rol de imunosenzor (1) rezonant, care este interogată pasiv cu un semnal de la un generator (2) DDS, prin intermediul unui atenuator (3) și al unei sonde (4) de tensiune, respectiv, al unei sonde (5) de curent, urmate de un circuit (6) de divizare analogic, la ieșirea căruia este un detector (7) logaritmic și un formator (8) de semnal, sub forma unei tensiuni (9) proporționale cu impedanța imunosenzorului în jurul frecvenței de rezonanță serie, și dintr-un microcontroler (12) cu rol de conversie analog-digitală și control pentru generatorul (2) DDS, și cu rol de transfer de date pe un canal de comunicație (14) USB.

(51) Int.Cl.

G01N 5/02 (2006.01);

G01N 27/00 (2006.01);

G01G 3/13 (2006.01);

G01G 3/16 (2006.01)

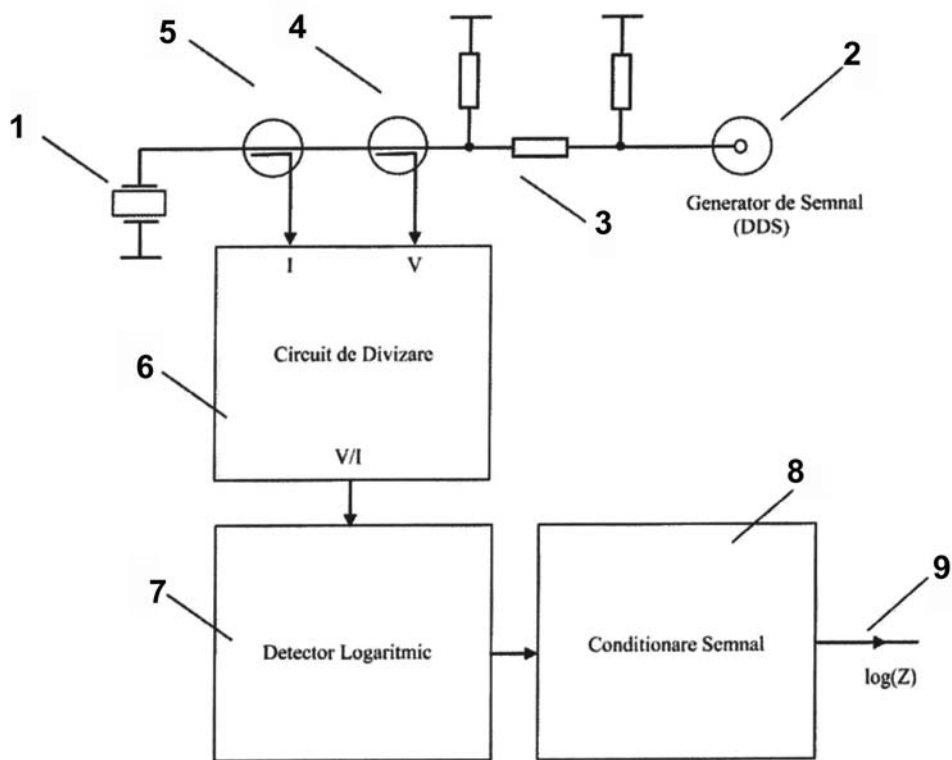


Fig. 1

(51) Int.Cl.

**G01N 5/02** (2006.01);

**G01N 27/00** (2006.01);

**G01G 3/13** (2006.01);

**G01G 3/16** (2006.01)

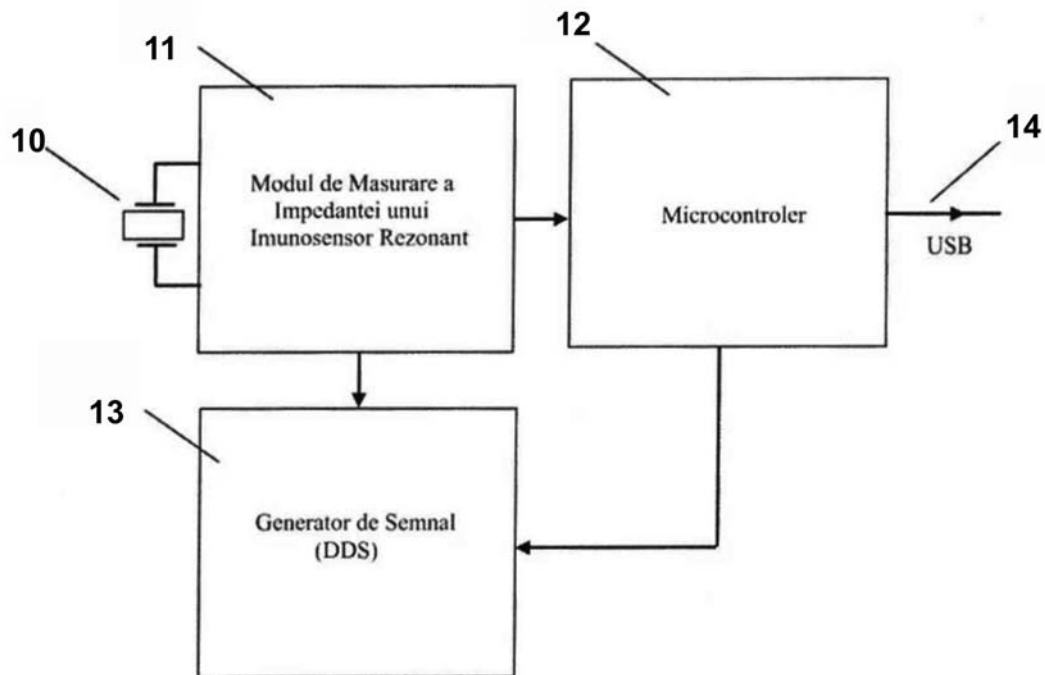


Fig. 2

