

УДК 621.396.69

Р.А. Андросюк, аспір.
Житомирський інженерно-технологічний інститут

ПРИЛАД ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ РОЗЧИНІВ

(Представлено д.т.н. В.П. Манойловим)

Розроблений прилад для вимірювання концентрації фізрозчину на принципі биття частот з індуктивно-ємнісним датчиком.

При виготовленні різноманітних лікарських препаратів для контролю якості використовується велика кількість методів: спектрометричні, фотометричні, електрометричні, хімічні. Останні є найбільш поширеними й, крім того, мають велику точність: похибка визначення кількісного змісту речовин не перевищує 0,3 %. Однак, в умовах виготовлення великих кількостей препаратів, виникає вузькопрямована задача: визначити відповідність виготовленого препарату держстандарту поза умовами лабораторії. Саме для цього був виготовлений малогабаритний переносний високочастотний концентратовимірювач для фізрозчину.

Фізрозчин (розчин хлорного натрію) виготовляється у великих кількостях в аптеках у двох концентраціях: 0,9 % та 10 %. Крім того, для вибракування препарату достатньо, щоб відхилення від норми перевищувало $\pm 3,5$ %. Виходячи з цих умов, і був розроблений вимірювач концентрації.

Як відомо, електропровідність розчину залежить від концентрації речовини, що розчинена, ступеня її дисоціації, хімічної природи речовини та температури розчину. Таким чином, вимірюючи електропровідність та знаючи інші фізичні та хімічні параметри, можна робити висновки про концентрацію розчину. Залежність електропровідності розчину від концентрації з точністю до 0,1 % [1] можна апроксимувати такою лінійною залежністю (для температури $t = 25$ °C):

$$\sigma(S) = 1,823 \cdot 10^{-3} \cdot S - 1,276 \cdot 10^{-5} \cdot S^2 + 1,177 \cdot 10^{-7} \cdot S^3 \quad (1)$$

Необхідно зауважити [4], що при малих концентраціях (до 0,4 н.) слід використовувати ємнісний датчик, оскільки він має більшу чутливість та лінійність перетворення, а при вищих концентраціях – індуктивний. Крім того, для уникнення появи максимуму на характеристичній кривій, індуктивний датчик повинен мати електростатичний екран. Тому в приладі був використаний комбінований датчик [2], що представлений на рис. 1.

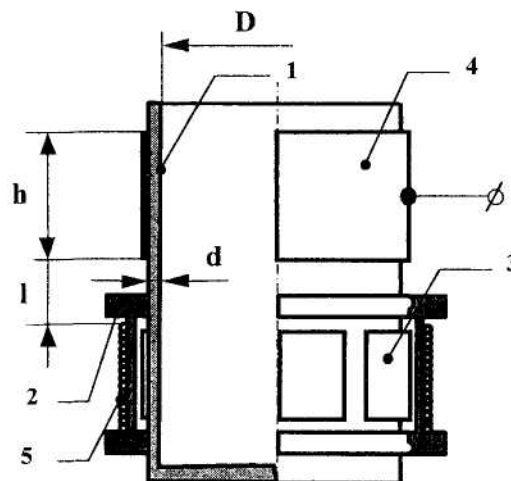


Рис. 1. Конструкція комбінованого датчика:

1 – діелектричний корпус; 2 – діелектричний каркас; 3 – електро-статичний екран;
4 – кільцевий електрод; 5 – котушка індуктивності

Датчик складається з корпусу, що виконаний з діелектричного матеріалу, в верхній частині якого знаходиться металевий кільцевий електрод, а в нижній – котушка індуктивності. Під каркасом котушки розташований електростатичний екран для усунення ємнісного ефекту при вимірюваннях за допомогою індуктивності. При вимірюваннях розчинів з низькою концентрацією датчик працює як ємнісний, однією обкладинкою якого служить електрод, а другою – котушка, а при високих – як індуктивний, і вимірювання виконується за допомогою котушки.

Математична модель такого датчика була досліджена в роботі [2]. В загальному випадку ця модель може бути отримана, виходячи з представлення датчика у вигляді довгої лінії, що навантажена на комплексний опір. Вхідний опір такої лінії описується виразом [2]:

$$\dot{Z}_{BX} = \dot{Z}_B \frac{ch(jl) + \frac{\dot{Z}_B}{\dot{Z}_H} sh(jl)}{\frac{\dot{Z}_B}{\dot{Z}_H} ch(jl) + sh(jl)}, \tag{2}$$

де $\dot{Z}_B = \sqrt{\frac{L_0}{C_0}} \left(1 - j \frac{R_0}{2\omega L_0} \right)$ – хвильовий опір лінії, при $\omega L_0 \gg R_0$, $\dot{Z}_B = \rho = \sqrt{\frac{L_0}{C_0}}$;

R_0, L_0, C_0 – погонні опір, індуктивність та ємність;

$\dot{\gamma} = \alpha + j\beta$ – постійна розповсюдження в лінії;

l – довжина лінії;

$\alpha = \frac{R_0}{2\dot{Z}_B}$ – коефіцієнт затухання;

$\beta = \omega\sqrt{L_0C_0}$ – коефіцієнт зсуву фази;

ω – кругова частота генератора;

$\dot{Z}_H = R_A - jR_B$ – опір навантаження;

R_A, R_B – відповідно еквівалентні активні та реактивні опори індуктивно-ємнісного перетворюючого елемента (ІЄПЕ), що створений кільцевим електродом та електростатичним екраном 3 з меридіальним розрізом (рис. 1).

В обмеженнях, справедливих для ІЄПЕ, вираз (2) приводиться до вигляду:

$$\dot{Z}_{BX} = R_1 + R_2 + j \left(\omega L_E - \frac{1}{\omega C_E} \right), \tag{3}$$

де

$$R_1 = R_A F_1; R_2 = R_0 F_2; L_E = R_0 F_3 \frac{tg(\beta l)}{\beta}; C_E = \frac{1}{\omega F_3 R_B};$$

$$F_1 = \frac{\left(\rho + \omega L_0 \frac{tg^2(\beta l)}{\beta} \right)}{\left(\rho + R_B tg(\beta l) \right)^2} \rho; F_2 = \frac{l \left(\frac{1}{\cos^2(\beta l)} + \frac{tg(\beta l)}{\beta l} \right)}{\rho + R_B tg(\beta l)} \rho;$$

$$F_3 = \frac{\rho}{\rho + R_B tg(\beta l)}. \tag{4}$$

На підставі математичної моделі для ІЄПЕ може бути запропонована еквівалентна електрична схема у вигляді послідовного коливального контуру з втратами.

Експериментально встановлено, що математична модель (3) справедлива при значеннях параметра $\beta l < 1,1 \div 1,2$ та не на частотах власного резонансу ІЄПЕ. При виконанні цих обмежень похибка моделі не перевищує 9–12 %.

Еквівалентна схема датчика представлена на рис. 2.

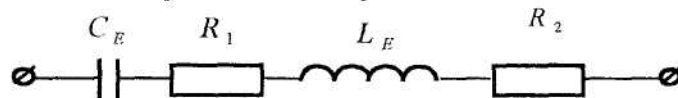


Рис. 2. Еквівалентна модель датчика

В основу принципу роботи приладу покладено принцип биття частот двох генераторів, один з яких є опорним, а інший – вимірювальним, до задаючого ланцюга якого включений датчик. Автогенератори зібрані за однаковою схемою (для часткової компенсації відхилення частоти), що представляє собою несиметричний мультівібратор на польових транзисторах, в одне з плечей якого включений паралельний коливальний контур. Вибір схеми обумовлений високою стабільністю частоти ($5 \cdot 10^{-5}$), малим рівнем гармонік, можливістю плавного перестроювання за діапазоном, й, оскільки польові транзистори мають великий вхідний опір, вони не впливають в значній мірі на параметри контуру.

Фізичний принцип роботи датчика полягає в тому, що під впливом внесеного вимірювального розчину змінюється комплексний опір датчика. Оскільки прилад повинен реагувати на зміну лише реактивної складової опору, узагальнений параметр β датчика повинен знаходитися в діапазоні $2 < \beta < 5$. Узагальнений параметр знаходиться з формули:

$$\beta = \alpha \sqrt{\omega \sigma \mu}, \tag{5}$$

де a – радіус витків;
 ω – кругова частота коливань;
 σ – питома провідність розчину;
 μ – магнітна проникливість розчину.

Крім того, розрахунок конструктивних параметрів датчика проводиться таким чином, щоб для питомої електропровідності розчину, що відповідає потрібній концентрації, чутливість була максимальною. Для чутливості ця вимога досягається у точці

$$\sigma = \frac{1}{\alpha_L \omega L_1}, \tag{6}$$

де α_L – постійна індуктивного чутливого елемента:

$$\alpha_L = \frac{4}{\mu \mu_0 l r}, \tag{7}$$

де l – довжина датчика;
 r – радіус витків;
 L_1 – індуктивність розчину.

Індуктивність розчину визначається як внесений опір [4], активний та реактивний компоненти якого знаходяться з таких рівнянь:

$$R_A = \sqrt{2} \pi \omega \mu_0 \alpha \beta n \int_0^{\infty} J_1^2(\beta y) e^{-\alpha \beta y} y^2 \left(\sqrt{1 + \frac{1}{y^4}} + 1 - \sqrt{2} \right) dy;$$

$$R_B = -\sqrt{2} \pi \omega \mu_0 \alpha \beta n \int_0^{\infty} J_1^2(\beta y) e^{-\alpha \beta y} \left(\frac{1}{\sqrt{2}} - y^2 \sqrt{1 + \frac{1}{y^4}} - 1 \right) dy, \tag{8}$$

де $J_1(\beta y)$ – функція Бесселя першого роду;
 n – кількість витків;
 $\alpha = 2h / a$;
 a – відстань між витком та матеріалом;
 y – змінна інтегрування.

Вищенаведені інтеграли не виражені через елементарні функції та розраховані на ЕОМ за допомогою пакета Mathcad 7.0.

Розрахункові залежності для конструктивних параметрів ємнісної частини датчика такі:

$$C_E = \frac{\varepsilon D h}{8 d}. \tag{9}$$

де ε – діелектрична проникливість матеріалу датчика, геометричні параметри якого представлені на рис. 1.

При виконанні датчика з посрібленого мідяного дроту розрахована добротність $Q = 241$.

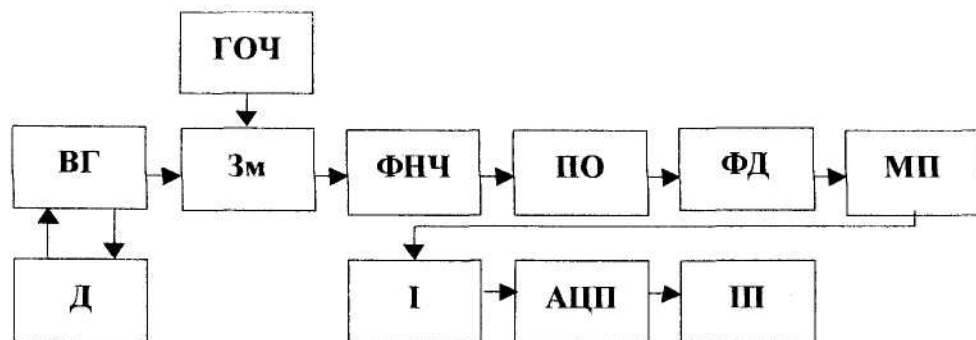


Рис. 3. Структурна схема концентратовимірювача

Виходячи з даних умов, розраховуємо конструктивні параметри датчика. Слід зауважити, що температура має значний вплив на похибку вимірювань. Так, зміна температури на 1 °С викликає збільшення електропровідності на 2,3 %. Це еквівалентно відносній похибці визначення змісту концентрації 5,1 % / °С від діапазону вимірювань. Ось чому в приладі необхідна термокомпенсація.

Крім того, для позбавлення так званого ефекту "захоплення частоти", що є характерним для даного принципу вимірювань, та ліквідації області нечутливості схеми до малих збільшень вхідних параметрів частота опорного генератора повинна бути в 2 рази вища за частоту вимірювального.

Функціонально прилад складається з таких вузлів:

- ГОЧ – генератор опорної частоти;
- ВГ – вимірювальний генератор;
- Зм – змішувач;
- ФНЧ – фільтр низької частоти;
- ПО – підсилювач-обмежувач;
- ФД – фазовий дискримінатор;
- МП – масштабуючий перетворювач;
- І – інтегратор;
- АЦП – аналого-цифровий перетворювач;
- ІП – індикаторний пристрій.

Працює прилад таким чином. Коливальний контур, що включений у колекторний ланцюг змішувача, настроєний на різницеву частоту вимірювального та опорного генераторів. Напруга цієї частоти виділяється ФНЧ, підсилюється, обмежується та поступає на фазовий дискримінатор, який настроєний на різницеву частоту, що відповідає нормальній концентрації розчину, що аналізується. Оскільки дискримінатор настроєний на цю частоту, то при нормальній заданій концентрації струм у вимірювальному пристрої дорівнює нулю. При вимірюванні концентрації розчину різницева частота теж змінюється внаслідок зміни частоти вимірювального генератора. Це викликає відхилення в показниках приладу, яке буде пропорційно зміні концентрації речовини, що аналізується.

Оскільки електропровідність розчину в значній мірі залежить від температури, в приладі застосовано температурну компенсацію за допомогою терморезистора.

Робоча частота приладу 19 МГц. Діапазон вимірювань концентрації 0,4 ÷ 15 %.

Відносна похибка вимірювань не перевищує 2 %. Точність приладу не є досить великою, але задовольняє вимогам ГУ.

Кожну пробу за допомогою термостата типу У-10 доводили до постійної температури $t = 22$ °С та проводили вимір питомої електропровідності за допомогою переносного лабораторного кондуктометра типу ОК-102.

ЛІТЕРАТУРА:

1. Сокач Э.Д. Электропроводность как метод определения солености морских вод. – М.: Океан, 1956.
2. Теи В.В. Высокочастотный бесконтактный микропроцессорный кондуктометр: Дис. ... к.т.н., 1984.
3. Андреев В.С. Кондуктометрические методы и приборы в биологии и медицине. – М.: Медицина, 1973.
4. Арш Э.И. Автогенераторные измерения. – М.: Энергия, 1976.
5. Радио. – 1990. – № 5. – 1963. – № 3.
6. Приборы и техника эксперимента. – 1988. – № 3.

АНДРОСЮК Руслан Апатолійович – аспірант кафедри медичних приладів та систем Житомирського інженерно-технологічного інституту.

Наукові інтереси:

– радіовимірювання.