

**ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ**

УДК 621.317

**ОЦІНКА СУМІСНОСТІ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ**<sup>1)</sup>Красюк О.Д., <sup>2)</sup>Головчанська О.Д., <sup>3)</sup>Перебудов С.М., <sup>3)</sup>Яненко О.П.,<sup>1)</sup>Український Науково-дослідний і навчальний центр Держспоживстандарту України, м. Київ, Україна, <sup>2)</sup>Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця, м. Київ, Україна<sup>3)</sup>Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна

*Розглянуто спосіб і пристрій вимірювання електромагнітного випромінювання та оцінки сумісності стоматологічних матеріалів з матеріалом природнього зуба*

**Вступ. Постановка задачі**

Відомо, що при нагріванні фізичні тіла випромінюють електромагнітні сигнали в широкому діапазоні хвиль. Потужність випромінювання нагрітих тіл в радіодіапазоні визначається коефіцієнтом випромінювальної здатності  $\beta$  (коефіцієнтом сірості), а спектральна щільність потужності сигналу розраховується за формулою Релея-Джинса:

$$S = \beta \frac{2\pi f^2}{c^2} kT (Вт / см^2) = U^2 / \Delta f, \quad (1)$$

де  $f$  – частота випромінювання;  $c$  – швидкість світла;  $k$  – постійна Больцмана ( $k = 1,38 \cdot 10^{-23}$  Дж/К);  $T$  – температура матеріалу;  $U^2$  – дисперсія амплітуди сигналу;  $\Delta f$  – смуга аналізу вимірювальної системи.

Коефіцієнт випромінювальної здатності фізичного тіла визначається його внутрішньою структурою та складом речовин і для абсолютно чорного тіла  $\beta_{max} = 1$ . Теплове випромінювання формується коливаннями атомів і молекул хімічних сполук фізичного тіла. До речовин, які входять в склад біооб'єктів і атоми, які мають найбільшу амплітуду теплових коливань, а відповідно і потужність випромінювання, відносяться: натрій, калій та кальцій [1].

Кальцій входить до складу кісток та зубів людини, а також використовується як один із елементів стоматологічних матеріалів. До стоматологічних матеріалів відносяться тверді наповнювачі (філяри) та фіксуючі цементы (сілери). Якість цих матеріалів визначається системою показників, які можуть складати від 10 до 14 найменувань [2].

В той же час відсутній показник, що характеризував би інтегральні властивості, наближені до властивостей природнього складу зуба людини. Таким показником може бути випромінювальна здатність матеріалу в радіочастотному діапазоні, яка пов'язана (через коефіцієнт сірості) із його структурою та хімічним складом.

Дослідження випромінювальної здатності бажано проводити за температури, наближеної до реальної температури тіла людини (36,5°C).

Однак, слід відмітити, що потужність випромінювання фізичних тіл та речовин за температури 30-40 °С в радіодіапазоні є надзвичайно малою, тобто для її вимірювання необхідно використовувати високочутливі радіометричні системи компенсаційного, кореляційного або модуляційного типу, що є технічно складною задачею [3]. Окрім того, подібні системи мають недостатній рівень точності вимірювання потужності сигналів за таких малих температур.

Із [3] відомо, що модуляційні методи є найбільш прийнятими для вимірювання надзвичайно слабких сигналів.

Задачею даного дослідження є розробка високочутливого модуляційного пристрою для реалізації способу ідентифікації стоматологічних матеріалів в умовах, наближених до реальних.

### Основна частина

Авторами запропоновано спосіб та пристрій вимірювання потужності електромагнітного випромінювання та оцінки сумісності (ідентифікації) стоматологічних матеріалів, які забезпечують підвищення точності вимірювання потужності сигналів та ідентифікації матеріалів.

На рис. 1 представлена схема реалізації способу вимірювання сигналів та ідентифікації стоматологічних матеріалів, до складу якої входять двосекційний термостат 1, блок живлення 2 з нагрівачем 3, дві приймальні антени 4, 5, двохходовий комутатор U1, змішувач U2, гетеродин G1, підсилювач проміжної частоти A1 квадратичний детектор U3, генератор комутуючої частоти G2, вибіркового підсилювач A2, синхронний детектор U4, фільтр нижніх частот Z1, індикатор PA1. Перетворювальні модулі U2-U4, A1, A2, G1, G2, Z1, PA1 складають радіометричний канал.

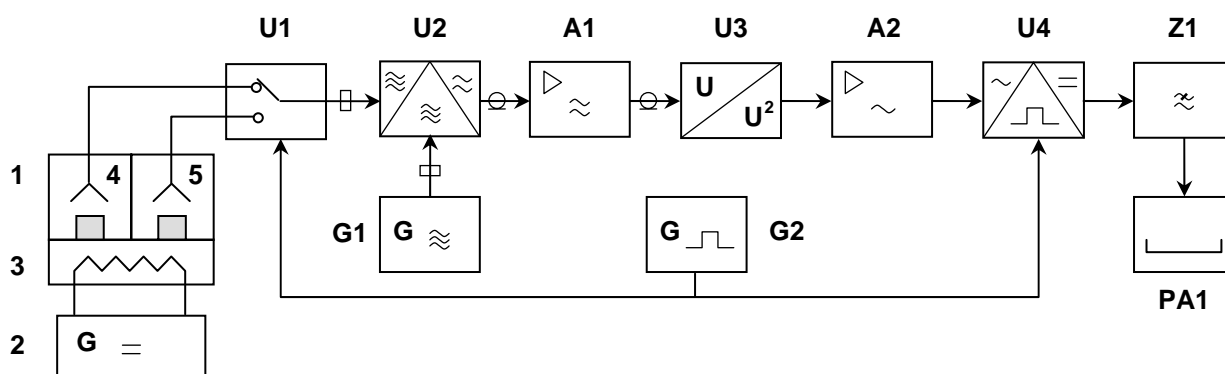


Рис.1. Структурна схема пристрою оцінки сумісності стоматологічних матеріалів

Спосіб ідентифікації стоматологічних матеріалів здійснюється наступним чином:

Першу рупорну антену 4 розміщують над робочим зразком стоматологічного матеріалу, який необхідно ідентифікувати, а другу антену 5 розміщують над зразком натурального зуба, з яким порівнюють стоматологічний матеріал.

На виходах антен 4, 5 формуються сигнали, дисперсії яких дорівнюють:

$$U_1^2 = K_4 U_p^2 + U_a^2 \quad (1)$$

$$U_2^2 = K_5 U_0^2 + U_a^2 \quad (2)$$

де  $K_4, K_5$  – коефіцієнти чутливості антен 4, 5 ( $K_4=K_5$ );  $U_p^2$  – дисперсія сигналу від стоматологічного матеріалу;  $U_0^2$  – дисперсія сигналу від матеріалу природнього зуба;  $U_a^2$  – дисперсія шумів антени 4, 5 (для симетричних антен  $U_a^2=U_5^2$ ).

Сигнали (1), (2) через двовходовий комутатор поступають на вхід радіометричного каналу.

У процесі перетворень в радіометричному каналі на виході квадратичного детектора за період комутації формується напруга, усередині амплітуди відеоімпульсів яких набувають вигляду:

$$\bar{U}_3 = K_4 \cdot K_{U1} \cdot S_{U2} \cdot K_{A1} \cdot S_{U3} \cdot [(U_p^2 + U_a^2)] + U_{pk}^2, \quad (3)$$

$$\bar{U}_4 = K_5 \cdot K_{U1} \cdot S_{U2} \cdot K_{A1} \cdot S_{U3} \cdot [(U_0^2 + U_a^2)] + U_{pk}^2, \quad (4)$$

де  $K_{U1}$  – коефіцієнт передачі комутатора;  $S_{U2}$  – крутизна перетворення змішувача;  $K_{A1}$  – коефіцієнт підсилення проміжної частоти;  $S_{U3}$  – чутливість квадратичного детектора;  $U_{pk}^2$  – дисперсія шумів радіометричного каналу.

Вибірковим підсилювачем  $A2$ , що є настроюваним на низьку частоту модуляції генератора  $G2$ , виділяється напруга основної гармоніки обвідної відеоімпульсів:

$$U_5 = K_{12} \frac{\bar{U}_3 - \bar{U}_4}{z} \cos(\Omega \cdot t + \varphi), \quad (5)$$

де  $K_{U1}$  – коефіцієнт підсилення вибіркового підсилювача  $A2$ ;  $\Omega$  – колова частота генератора модуляції  $G2$ ;  $\varphi$  – початкова фаза сигналу модуляції.

З виходу вибіркового підсилювача  $A2$  сигнал (5) поступає на синхронний детектор  $U4$ , на другий вхід якого подається опорна напруга від генератора модуляції  $G2$ .

На виході синхронного детектора за період комутації формується напруга:

$$U_6 = S_0 [U_p^2 + U_a^2] + U_{pk}^2 - S_0 [U_0^2 + U_a^2] - U_{pk} \quad (6)$$

де  $S_0 = K_4 K_{U1} S_{U2} K_{A1} S_{U3} S_{U4}$  – чутливість модуляційного радіометра, а  $S_{U4}$  – крутизна перетворення синхронного детектора.

З урахуванням симетричного проходження сигналів у напівперіоди комутуючої частоти через радіометричний канал шуми антени та наступних модулів взаємно віднімаються, і на виході фільтра нижніх частот отримуємо напругу:

$$U_7 = S_0 [U_p^2 - U_0^2], \quad (7)$$

Із отриманого виразу (7) видно, що напруга на виході фільтра нижніх частот  $ZI$  пропорційна різниці потужностей двох матеріалів – стоматологічного і природнього зуба. Окрім того, на результат вимірювання не впливають шуми антени, комутатора та модулів радіометричного каналу.

У випадку повного співпадання характеристик опорного та робочого стоматологічного матеріалу індикатор фіксує нульове показання ( $U_7=0$ ). Відмінність характеристик матеріалів призводить до відхилення показника індикатора від нульового значення, шкала при цьому градується у відсотках.

### Експериментальна частина.

Вимірювання потужності електромагнітного випромінювання зразків матеріалів проводилось на високочутливій радіометричній системі (пристрої) мм-діапазону хвиль. Чутливість радіометричної системі складала при цьому  $1 \cdot 10^{-14}$  Вт, а робоча частота – 52 ГГц.

Перевірка способу ідентифікації проводилась на 6 видах стоматологічних матеріалів для пломбування зубів: три зразки “Foredent (SPOFA Dental, Словачія), по одному зразку ”Endomethazon” (Septodont, Франція), (VOCO , Німеччина) і Ahplus (Dentsply, США). Як опорний матеріал використано розпил різця зуба. Внаслідок вимірювань отримали наступні значення ідентифікації матеріалів:

Зразки стоматологічного матеріалу “Foredent” відрізняються від натурального матеріалу зуба на 1% , 4%, Indomethazon на 4%, зразок матеріалу Endion на 19,5%, а зразок матеріалу AHplus на 46%.

Отже, матеріал Ahplus за інтегральним показником найгірше ідентифікується з натуральним матеріалом.

### Висновки

1. За інтегральними показниками можна проводити ідентифікацію стоматологічних матеріалів та визначати співпадання їх властивостей з натуральним матеріалом.

2. Можна припустити, що матеріали з незначним відхиленням від опорного матеріалу є більш прийнятними для пломбування зубів.

3. Матеріалам, що мають велике відхилення від опорного, притаманні такі властивості: незначна товщина шару, хороша адгезія та текучість, зручність у застосуванні.

4. При виборі матеріалу для пломбування кореневих зубів необхідно врахувати їх можливості комплексно, у кожному випадку обираючи оптимальний компроміс.

#### Література

1. Физико-химические свойства элементов. Справочник. Под общей ред. Самсонова Г.В.: К.: Наукова думка, – 1965 – 807с.
2. Хоменко Л.А., Биденко Н.В. Практическая эндодонтия: К. 1998 г.
3. Скрипник Ю. А., Яненко А. Ф., Манойлов В. Ф., Куценко В. П., Гимпилевич Ю. Б. Микроволновая радиометрия физических и биологических объектов. – Житомир: Волянь, 2003. – 406 с.

Красюк А.Д., Головчанская А.Д., Перегудов С.Н., Яненко А.Ф. <b>Оценка совместимости стоматологических материалов</b> Рассмотрен способ и устройство измерения электромагнитного излучения и оценки совместимости стоматологических материалов с тканями естественного зуба.	Krasiuk O.D., Golovchanska O.D., Peregudov S.M., Yanenko O.P. <b>The estimation of stomatology materials compatibility</b> A method and device of measuring of electromagnetic radiation is considered and estimation the compatibility of stomatology materials with natural tooth tissue is estimated.
--	---

Надійшла до редакції  
21 квітня 2008 року

УДК 543.555.08

### СИСТЕМА ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПОДАЧІ РОПИ НЕОБХІДНОЇ КОНЦЕНТРАЦІЇ ДЛЯ БАЛЬНЕОЛОГІЧНИХ ЛІКАРЕНЬ

<sup>1)</sup> Болдескул О. Є., <sup>2)</sup> Охай Ю. І., <sup>2)</sup> Фатєєв Ю. Ф., <sup>1)</sup> Інститут води та екології,  
<sup>2)</sup> Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,  
м. Київ, Україна

Розроблена система контролю та регулювання подачі водного розчину ропи складається з блоку фільтрації, двох контактних платино-платинованих двохелектродних датчиків виміру електропровідності, моста змінного струму та виконавчого механізму подачі ропи в накопичувальну ємність. Вибір метода контролю концентрації розчину обумовлено похолодженням зразків ропи з різних природних джерел

#### Вступ. Постановка задачі

За останні роки, незважаючи на численні публікації про позитивний вплив бальнеопроцедур на здоров'я людини [1], їх кількість та асортимент не набувають необхідного розвитку. Така ситуація обумовлена перш за все стрімким подорожчанням енергоносіїв та питної води. Зробити цю галузь рентабельною можливо тільки за рахунок впровадження енергозберігаючих технологій та економії основних компонентів. Враховуючи те, що в санаторно-курортному комплексі «Моршин» ропи використовується з різних джерел, включаючи нові