



УКРАЇНА

(19) UA (11) 34419 (13) U  
(51) МПК (2006)  
G01R 29/08  
A61K 6/02

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ ПОТУЖНОСТІ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ СИГНАЛІВ ТА ІДЕНТИФІКАЦІЇ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ

1

(21) u200803216

(22) 13.03.2008

(24) 11.08.2008

(46) 11.08.2008, Бюл.№ 15, 2008 р.

(72) ЯНЕНКО ОЛЕКСІЙ ПИЛИПОВИЧ, UA, ПЕРЕГУДОВ СЕРГІЙ МИКОЛАЙОВИЧ, UA, ГОЛОВЧАНСЬКА ОЛЕКСАНДРА ДМИТРІВНА, UA

(73) ЯНЕНКО ОЛЕКСІЙ ПИЛИПОВИЧ, UA, ПЕРЕГУДОВ СЕРГІЙ МИКОЛАЙОВИЧ, UA, ГОЛОВЧАНСЬКА ОЛЕКСАНДРА ДМИТРІВНА, UA

(57) Спосіб вимірювання потужності електромагнітних сигналів та ідентифікації стоматологічних матеріалів, який полягає в тому, що електромагнітний сигнал від першої антени та робочого зразка матеріалу надходить через модулятор на радіометричний канал модуляційного радіометра, а сигнал від другої антени та опорного зразка матеріалу відбивається від закритого входу модулятора та подається на радіометричний канал модуляційно-

2

го радіометра, в якому сигнали періодично перериваються з низькою частотою та переносять на сигнал проміжної частоти, квадратично детектують модульований сигнал, вибірково підсилюють, синхронно детектують та фіксують індикатором, який відрізняється тим, що робочий та опорний зразки матеріалу розміщують в термостаті, підігрівають до температури тіла людини, першу та другу антену розміщують над робочим і опорним зразком матеріалу, вихід першої антени під'єднують до першого входу модулятора, а вихід другої - до другого входу модулятора, через вихід якого антени почергово під'єднують до радіометричного каналу модуляційного радіометра, сигнали від першої та другої антени порівнюють на індикаторі між собою за період комутуючої частоти і за різницею сигналів проводять ідентифікацію зразків матеріалів.

Корисна модель відноситься до радіовиміральної техніки і може бути використана для вимірювання слабких електромагнітних випромінювань та ідентифікації матеріалів в стоматології, ортопедії, кардіології та інших галузях науки і техніки де виникає необхідність контролю та ідентифікації (сумісності) матеріалів між собою, заміни одного матеріалу на інший без втрати сталих властивостей.

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). Спектральна щільність потужності сигналу розраховується за формулою Релея-Джинса:

$$S = \beta \frac{2\pi f^2}{c^2} kT (Bm / Гц \cdot cm^2), \quad (1)$$

а інтегральна потужність визначається співвідношенням:  $P = S \cdot \Delta f = U^2$ ,  
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; на одиничному опорі відповідає  $P$ ;

$\Delta f$  - смуга аналізу виміральної системи.

Коефіцієнт випромінювальної здатності фізичного тіла визначається його внутрішньою структурою та складом речовин і для абсолютно чорного тіла  $\beta_{\max} = 1$ . Теплове випромінювання формується за рахунок коливань атомів і молекул хімічних сполук, які складають фізичне тіло.

До речовин, які входять в склад біооб'єктів і атоми яких мають найбільшу амплітуду теплових коливань, а відповідно і потужність випромінювання відносяться: натрій, калій та кальцій [див. справочник под ред. Самсонова Г.В. "Физико-химические свойства элементов": -К.-1965р.].

Кальцій входить в склад кісток та зубів людини, а також використовується як один із елементів стоматологічних матеріалів. До стоматологічних матеріалів відносяться тверді наповнювачі (філлери) та фіксуючі цементи (сілери). Якість цих матеріалів визначається системою показників, які

U  
(13)

(11) 34419

UA  
(19)

можуть складати від 10 до 14 найменувань [див. Хоменко Л.А., Биденко Н.В. «Практическая эндодонтия» К.: 1998г.].

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

Однак, слід відмітити, що потужність випромінювання фізичних тіл та речовин за температури 30-40°C в радіодіапазоні надзвичайно мала і для її вимірювання необхідно використовувати високочутливі радіометричні системи компенсаційного, кореляційного або модуляційного типу.

Відомий спосіб вимірювання потужності електромагнітного випромінювання та ідентифікації об'єкта вимірювання [див. патент України №14887, бюл. №6, 2006р.], який полягає в тому, що електромагнітне випромінювання приймають антеною, сигнал від якої подають на модуляційний радіометр, де послаблюють його атенуатором до нульового показника індикатора, потім направляють антену на абсолютно чорне тіло з відомою температурою і знову атенуатором відновлюють нульове показання індикатора, потім екранують вхід антени від зовнішнього випромінювання та атенуатором встановлюють нульове показання індикатора, а потужність випромінювання розраховується за формулою, що пов'язує ці показання.

Недоліком відомого способу є поява похибки атенуатора за установки 3-х значень придушення, оскільки теплові шуми при цьому мають різні значення і сприймаються як зовнішні сигнали.

Відомий також спосіб вимірювання потужності електромагнітних сигналів та ідентифікації зразків матеріалів [див. патент України №33222, бюл. №1, 2001р.], який полягає в тому, що сигнал від робочого зразка матеріалу та першої антени через модулятор та циркулятор подають на модуляційний радіометр, а сигнал від опорного зразка матеріалу та другої антени поступає на модуляційний радіометр через циркулятор після відбиття від закритого входу модулятора. Ідентифікацію зразків матеріалу визначають за коефіцієнтом, що характеризує відношення потужностей робочого та опорного зразків матеріалу.

Недоліком запропонованого способу є поява похибок від несиметричності ланцюгів проходження робочого та опорного сигналу, що знижує точність вимірювання та ідентифікації зразків матеріалів.

Завданням запропонованої корисної моделі є створення такого способу вимірювання потужності електромагнітних сигналів та ідентифікації стоматологічних матеріалів, який завдяки введенню нових операцій та алгоритмів обробки сигналів забезпечив би виключення впливу шумів модульних елементів радіометра, що забезпечить підвищення точності вимірювання потужності сигналів та ідентифікації матеріалів.

Поставлене завдання вирішується тим, що в спосіб вимірювання потужності електромагнітних сигналів та ідентифікації стоматологічних матеріа-

лів, який полягає в тому, що електромагнітний сигнал від першої антени та робочого зразка матеріалу поступає через модулятор на радіометричний канал модуляційного радіометра, а сигнал від другої антени та опорного зразка матеріалу відбивається від закритого входу модулятора та подається на радіометричний канал модуляційного радіометра, в якому сигнали періодично переривають з низькою частотою та переносять на сигнал проміжної частоти, квадратично детектують модульований сигнал, вибірково підсилюють, синхронно детектують та фіксують Індикатором, згідно винаходу робочий та опорний зразки матеріалу розміщують в термостаті, підігрівають до температури тіла людини, першу та другу антену розміщують над робочим і опорним зразком матеріалу, вихід першої антени під'єднують до першого входу модулятора, а вихід другої - до другого входу модулятора, через вихід якого антени по чергову під'єднують до радіометричного каналу модуляційного радіометра, сигнали від першої та другої антени порівнюють на індикаторі між собою за період комутуючої частоти і за різницею сигналів проводять ідентифікацію зразків матеріалів.

Введення операції нагрівання зразків в термостаті до температури тіла людини, за якої формують сигнали еквівалентні природним умовам їх використання, по чергове під'єднанням через входи комутатора першої та другої антени до радіометричного каналу, при якому виключається асиметричні шляхи проходження сигналів, виділення різниці сигналів між собою за період комутації на індикаторі дозволяє підвищити точність вимірювання слабких сигналів та точність ідентифікації стоматологічних матеріалів.

На рисунку представлена схема вимірювання потужності електромагнітних сигналів та ідентифікації стоматологічних матеріалів, до складу якої входять: двосекційний термостат 1 з блоком живлення 2 та нагрівачем 3, дві приймальні антени 4, 5, двохходовий комутатор 6, змішувач 7, гетеродин 8, підсилювач проміжної частоти 9, квадратичний детектор 10, генератор комутуючої частоти 11, вибіркового підсилювач 12, синхронний детектор 13, фільтр нижніх частот 14, індикатор 15.

Перетворювальні модулі 7-15 складають радіометричний канал.

Спосіб вимірювання потужності електромагнітних сигналів та 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 опорним зразком натурального зуба, з яким порівнюють стоматологічний матеріал. Зразки нагрівають до температури 36-37°C.

На виходах антен 4,5 формуються сигнали, дисперсії, яких можна записати наступним чином:

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

$$U_2^2 = K_5 U_0^2 + U_a^2, \quad (3)$$

де  $K_4$ ,  $K_5$  - коефіцієнт чутливості антен 4,5 ( $K_4 = K_5$ ),

$U_p^2$  - дисперсія сигналу від робочого стоматологічного матеріалу,

$U_0^2$  - дисперсія сигналу від опорного матеріалу,

$U_a^2$  - дисперсія шумів антени 4,5 (для однакових антен вони рівні між собою).

Сигнали (2), (3) через двовходовий комутатор поступають на вхід радіометричного каналу. В процесі перетворень в радіометричному каналі на виході квадратичного детектора за період комутації формується напруга, усереднені амплітуди відсінпульсів якої набувають вигляду:

$$\bar{U}_3 = K_4 \cdot K_6 \cdot S_7 \cdot K_9 \cdot S_{10} \cdot [(U_p^2 + U_a^2)] + U_{pk}^2, \quad (4)$$

$$\bar{U}_4 = K_5 \cdot K_6 \cdot S_7 \cdot K_9 \cdot S_{10} \cdot [(U_0^2 + U_a^2)] + U_{pk}^2 \quad (5)$$

де  $K_6$  - коефіцієнт передачі комутатора 6,

$S_7$  - крутизна перетворення змішувача 7,

$K_9$  - коефіцієнт підсилення підсилювача проміжної частоти 9,

$$U_6 = S_{13} K_4 K_6 S_7 K_9 S_{10} [U_p^2 + U_a^2] + U_{pk}^2 - S_{13} K_4 K_6 S_7 K_9 S_{10} [U_0^2 + U_a^2] = U_{pk} \quad (6),$$

де  $S_{13}$  - крутизна перетворення синхронного детектора 13, а  $K_5 = K_4$

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

$$U_7 = K_4 K_6 K_9 S_7 S_{10} S_{13} [U_p^2 + U_0^2] = S_0 [U_p^2 - U_0^2], \quad (7),$$

де  $S_0 = K_4 K_6 K_9 S_7 S_{10} S_{13}$  - чутливість модуляційного радіометра. Із отриманого виразу (7) видно, що 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 градуїрується у відсотках.

Приклад: Перевірка способу ідентифікації проводилась на 6 видах стоматологічних матеріалів для пломбування зубів: два зразки "Fore-dent" (SPOFA Dental, Словачія), по одному зразку "Endomethazon" (Sep-todont, Франція), (VOCO, Німеччина) і ANplus (Dentsply, США). В якості опорного матеріалу використаний розпил різця зуба. В

$S_{10}$  - чутливість квадратичного детектора 10,

$U_{pk}^2$  - дисперсія шумів радіометричного каналу.

Вибірковим підсилювачем 12, настроєним на низьку частоту модуляції генератора 11 виділяється напруга основної гармоніки обвідної відсінпульсів:

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

де  $K_{12}$  - коефіцієнт підсилення вибіркового підсилювача 12,

$Q$  - колова частота генератора модуляції 11,

$\varphi$  - початкова фаза сигналу модуляції.

З виходу вибіркового підсилювача 12 сигнал (5) поступає на синхронний детектор 13, на другий вхід якого подається опорна напруга від генератора модуляції 11.

На виході синхронного детектора за період комутації формується напруга:

результати вимірювань отримали наступні значення ідентифікації матеріалів.

Зразки стоматологічного матеріалу "Foredent" відрізняються від натурального матеріалу зуба на 1% та 4%, Endomethazon на 4%, зразок матеріалу Endion на 19,5%, а зразок матеріалу ANplus на 46%.

Таким чином, за визначеними інтегральними показниками можна проводити ідентифікацію стоматологічних матеріалів та визначати співпадання їх властивостей з натуральним матеріалом.

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

Матеріалам, що мають велике відхилення від опорного, притаманні інші позитивні властивості, які зумовлюють їхнє широке використання: незначна товщина шару, хороша адгезія та текучість, зручність у застосуванні.

При виборі матеріалу для пломбування кореневих каналів зубів необхідно враховувати їх можливість комплексно, у кожному випадку обираючи оптимальний компроміс.

Спосіб, що заявляється, є новим етапом у визначенні якостей стоматологічних матеріалів та матеріалів медичного призначення.

