

УДК 616.28-002:681.586

**ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ
И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ
ВЫХОДНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ВИХРЕТОКОВОГО
ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ В ДИАГНОСТИКЕ
ЗАБОЛЕВАНИЙ ОТИТА**

Д.В. Миляев, Е.А. Свинцова

Томский политехнический университет

E-mail: mdv@tpu.ru

Миляев Дмитрий Васильевич, канд. техн. наук, доцент кафедры информационно-измерительной техники Института неразрушающего контроля ТПУ.

E-mail: mdv@tpu.ru

Область научных интересов: разработка методов и средств неразрушающего контроля и измерения, металлообнаружители, измерители больших сопротивлений, приборы медицинской диагностики.

Свинцова Екатерина Александровна, магистрант кафедры информационно-измерительной техники Института неразрушающего контроля ТПУ.

E-mail: mdv@tpu.ru

Область научных интересов: медицинское приборостроение.

Работа посвящена диагностике патологических изменений в среднем и нижнем отделах барабанной полости и в слуховой трубе без хирургического вмешательства. Предложен вихретоковый метод для диагностики патологических изменений. Проведен расчет и анализ выходных характеристик вихретокового преобразователя, расположенного над двухслойной полупроводящей средой. Рассмотрен частотно-фазовый метод обработки измерительной информации и структурные схемы его реализации. Проведены экспериментальные исследования выходных характеристик вихретокового преобразователя, расположенного над полупроводящей биологической средой, в частности тканей животного с различными значениями электропроводности: жир, кость, мышца. Показано, что для обнаружения патологических изменений требуются устройства обработки с высокой чувствительностью. Таким требованиям, в частности, удовлетворяет устройство с частотно-фазовой расстройкой резонансного контура, с включенным в него параметрическим вихретоковым преобразователем.

Ключевые слова:

Отит, патология, вихретоковый преобразователь, частотно-фазовый метод, диагностика, двухслойная полупроводящая биологическая среда.

Одной из отраслей медицинской науки, которая занимается определением признаков болезни и устанавливает заключение о характере болезни и ее существовании, является диагностика.

Данная работа посвящена актуальной проблеме в медицине – диагностике патологических изменений в среднем и нижнем отделах барабанной полости и в слуховой трубе без хирургического вмешательства.

Известно множество способов и методов исследования отита: рентгенография, зондирование, пункция, эхография, эндоскопия и т.д. Но они обладают рядом недостатков: нежелательная лучевая нагрузка, дискомфорт, невысокая точность и информативность. Поэтому возникает необходимость дальнейших разработок безвредных для организма устройств и приборов для диагностических целей и их совершенствования.

В данной работе рассматривается возможность использования вихретокового метода для диагностики патологических изменений в среднем и нижнем отделах барабанной полости и в слуховой трубе. Этот метод относится к бесконтактным методам и дает возможность осуществлять длительную регистрацию физиологических функций в условиях сравнительного комфорта пациента.

При воздействии на исследуемую среду электромагнитного поля искажается картина поля, а сама среда либо поляризуется, либо в ней наводятся вихревые токи, либо происходят оба процесса. Вид поляризационных процессов, распределение вихревых токов и возмущенного поля зависят от электрических свойств среды, геометрической формы и размеров барабан-

ной полости, влажности, температуры, химического состава, структурных особенностей биологических тканей.

Изменение свойств сложных сред заключается в том, что, оценивая при внесении возмущенного поля в среду, поле или величину реакции, испытываемой источником поля, можно судить о свойствах среды.

Слуховая труба и барабанная полость в здоровом состоянии заполнены воздухом. Внутри полость покрыта слизистой оболочкой. В состоянии заболевания слизистая оболочка воспаляется, набухает, а полость заполняется патологической слизью, которая обладает определенной электропроводностью и диэлектрической проницаемостью. Следовательно, больная полость отличается от здоровой по значениям электропроводности и диэлектрической проницаемости.

Диапазон частот возбуждающего электромагнитного поля в целях электробезопасности рекомендуется выбирать от 30 кГц до 30 МГц.

Чувствительность вихретокового преобразователя оценивается по значению обобщенного параметра β [1]:

$$\beta = R\sqrt{2\pi f\sigma\mu\mu_0}, \quad (1)$$

где R – средний радиус катушки (датчика); f – частота возбуждающего электромагнитного поля; σ – удельная электропроводность биосреды; μ – относительная магнитная проницаемость биосреды; $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ – магнитная проницаемость вакуума, Гн/м.

Из формулы (1) видно, что при малых σ ($\leq 1,5$ См/м) чувствительность возрастает с увеличением среднего радиуса катушки вихретокового преобразователя (ВТП) и частоты. Но радиус катушки определяется размером слуховой трубы и локальностью электромагнитного излучения.

Следовательно, для повышения чувствительности необходимо повышать частоту. В работе исследовано взаимодействие электромагнитного поля с биотканью, в частности определена глубина проникновения этого поля, которая определяется по формуле [2]

$$d = \frac{1}{2\pi f \sqrt{\frac{\varepsilon\varepsilon_0\mu_0}{2} \left[\sqrt{1 + (\operatorname{tg}\delta)^2} - 1 \right]}},$$

где $\operatorname{tg}\delta = \frac{\sigma}{\varepsilon_0\varepsilon\omega}$ – тангенс угла диэлектрических потерь (где $\omega = 2\pi f$);

$\varepsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12}$ – абсолютная диэлектрическая проницаемость вакуума; $\varepsilon \approx 100$ – относительная диэлектрическая проницаемость биосреды на частоте $f = 10^5$ Гц.

С учетом геометрических размеров преобразователя, глубина проникновения электромагнитного поля определяется по формуле

$$d_p = de^{-\frac{2l}{R}},$$

где d_p – глубина проникновения электромагнитной волны с учетом геометрических размеров катушки; R – средний радиус катушки (датчика); l – ширина намотки катушки.

Анализ выходных характеристик вихретокового преобразователя, расположенного над двухслойной полупроводящей средой

С целью дифференцирования вида заболеваний было определено, каким образом влияют электрофизические параметры содержимого полости на выходные характеристики накладного ВТП. В ранее проведенных теоретических исследованиях [2, 3] расчетная модель была представлена в виде «накладной преобразователь – полупроводящее полупространство». Недостатком такой модели является то, что в выходных характеристиках ВТП не учитывалось влияние электрофизических и геометрических параметров полости.

В работе [4] расчетная модель представлена в виде витка радиусом $R = 0,75 \cdot 10^{-3}$ м, расположенного на расстоянии $h = 10^{-3}$ м от двухслойной среды, которая представляет собой пластину толщиной $d = 10^{-2}$ м и полупространство (рис. 1). Слой моделирует воздушный зазор, а

полупространство – содержимое полости. По витку протекает переменный ток $\dot{I} = I_m e^{j\omega t}$, который создает переменное возбуждающее электромагнитное поле с круговой частотой ω .

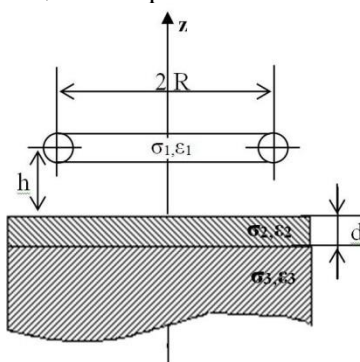


Рис. 1. Расчетная модель

Считаем, что двухслойная среда линейная и обладает немагнитными свойствами. В качестве выходной характеристики рассматривается относительное значение вносимого напряжения, которое определяется как

$$\dot{U}_{\text{вн}} = j \frac{\dot{A}_{\text{вн}}}{|\dot{A}_0|}$$

Вносимый векторный потенциал поля, обусловленный влиянием исследуемой биологической среды, можно представить в виде [5]

$$\dot{A}_{\text{вн}} = \frac{\mu_0 \dot{I} R}{2} \int_0^\infty J_1(\lambda R) \cdot J_1(\lambda r) - e^{-q_1(z+h)} N_1 d\lambda, \tag{2}$$

где J_1 – функция Бесселя первого рода первого порядка; λ – параметр интегрирования; N_1 – постоянная интегрирования, которая определяется в соответствии с формулой (3), принимая соответствующие значения параметров в верхнем полупространстве:

$$\begin{aligned} \epsilon_1 &= 0, \sigma_1 = 0, q_1 = \sqrt{\lambda^2 - \omega^2 \epsilon_0 \epsilon_1 \mu_0}; \\ N_1 &= \frac{(q_3 - q_2 e^{q_3 d}) \cdot (q_1 + q_2) \cdot e^{-q_2 d} - (q_3 + q_2 e^{q_3 d}) \cdot (q_1 - q_2) \cdot e^{q_2 d}}{\Delta_2}; \\ \Delta_2 &= (q_3 - q_2 e^{q_3 d}) \cdot (q_1 - q_2) \cdot e^{-q_2 d} - (q_3 + q_2 e^{q_3 d}) \cdot (q_1 + q_2) \cdot e^{q_2 d}, \end{aligned} \tag{3}$$

$$\epsilon_2; \sigma_2; q_2 = \sqrt{\lambda^2 - \omega^2 \epsilon_0 \epsilon_2 \mu_0 + j \omega \mu_0 \sigma_2} \text{ – значение параметров в верхнем слое;}$$

$$\epsilon_3; \sigma_3; q_3 = \sqrt{\lambda^2 - \omega^2 \epsilon_0 \epsilon_3 \mu_0 + j \omega \mu_0 \sigma_3} \text{ – значение параметров в нижнем полупространстве.}$$

Векторный потенциал (4) поля в воздухе

$$\dot{A}_0 = \frac{\mu_0 \dot{I} R}{2} \int_0^\infty J_1(\lambda R) \cdot J_1(\lambda r) \cdot \frac{\lambda}{q_1} \cdot e^{-q_1(z-h)} d\lambda. \tag{4}$$

Тогда

$$\dot{U}_{\text{вн}} = j \cdot \frac{\dot{A}_{\text{вн}}}{|\dot{A}_0|} = \frac{\frac{\mu_0 \dot{I} R}{2} \int_0^\infty J_1(\lambda R) \cdot J_1(\lambda r) \cdot \frac{\lambda}{q_1} \cdot e^{-q_1(z+h)} N_1 d\lambda}{\frac{\mu_0 \dot{I} R}{2} \int_0^\infty J_1(\lambda R) \cdot J_1(\lambda r) \cdot \frac{\lambda}{q_1} \cdot e^{-q_1(z-h)} d\lambda}. \tag{5}$$

Расчет вносимого напряжения (5) проводится с использованием численных методов, которые позволяют получить более точные значения выходных характеристик ВТП, чем при расчете по приближенным аналитическим выражениям.

На рис. 2 и 3 приведены годографы относительных вносимых напряжений для различных значений обобщенных параметров β и α_3 полупроводящего полупространства. Электрофизические параметры первого слоя неизменны и, примерно, равны $\sigma_2 = 0,05$ См/м, $\varepsilon_2 = 100$ [6]. Из рис. 2 видно, что при увеличении обобщенного параметра β ($\sigma_3 = \text{VAR}$) активная составляющая вносимого напряжения возрастает линейно, а реактивная практически не изменяется.

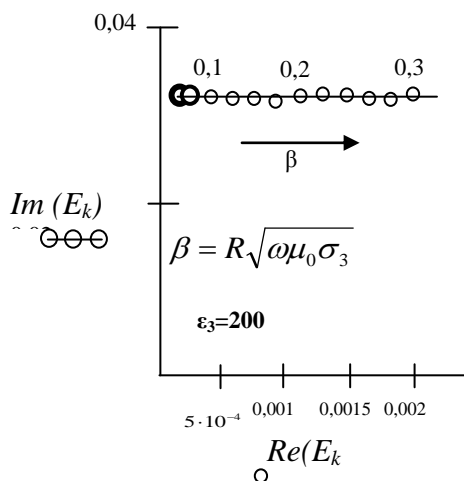


Рис. 2. Годограф относительного вносимого напряжения для различных значений обобщенного параметра β

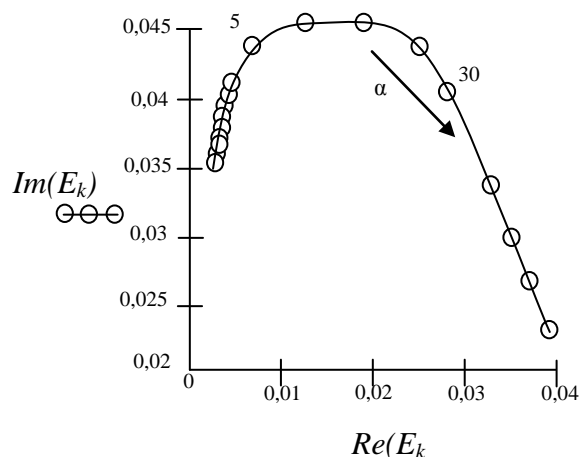


Рис. 3. Годограф относительного вносимого напряжения для различных значений обобщенного параметра α

При увеличении обобщенного параметра α ($\sigma_3 = \text{VAR}$) (рис.3) активная составляющая вносимого напряжения непрерывно возрастает, а реактивная достигает максимального значения при $\alpha = 11$ ($\varepsilon_3 = 2 \cdot 10^4$), а затем начинает спадать и при больших значениях α приближается к нулевому значению.

Таким образом, для дифференцирования вида заболеваний полости в качестве информативного параметра рекомендуется брать активную составляющую вносимого напряжения.

Разработка частотно-фазового метода обработки сигналов вихретокового преобразователя

Для исследования вихретокового метода применительно к диагностике заболевания отит были рассмотрены амплитудно-фазовый, частотный и частотно-фазовый методы обработки сигналов преобразователя.

Амплитудно-фазовый метод выделения и обработки полезного сигнала заключается в измерении вносимого напряжения вихретокового преобразователя (ВТП) при различных сдвигах фазы между вносимым и опорным напряжением [7]. Первичный преобразователь трансформаторного типа. Величина сдвига фазы регулировалась, чтобы обеспечить наибольшую чувствительность к содержимому полости. Результаты экспериментальных исследований показали, что наибольшая чувствительность наблюдается при $\beta = 0,05$. Однако исследования показали недостаточно высокую чувствительность данного метода.

Частотный метод реализуется схемой, в которой вихретоковый преобразователь параметрического типа включен в резонансный колебательный контур автогенератора [1]. При этом информативным параметром является относительное изменение частоты, вызванное различием в электрической проводимости здоровой полости и полости заполненной экссудатом. Но при этом изменение частоты зависит от приращения реактивной составляющей преобразователя.

В настоящей работе подробно рассматривается метод, основанный на частотно-фазовом способе выделения полезной информации. Суть метода заключается в том, что приращения

активного и реактивного сопротивления вихретокового преобразователя за счет фазового сдвига, вводимого в резонансный контур, умножаются на тангенс угла фазового сдвига.

В реальном устройстве используется автогенератор, в цепь положительной обратной связи которого включен управляемый фазовращатель. При этом частота генератора зависит не только от реактивного сопротивления (как в обычном автогенераторе), но и от активного сопротивления. Их воздействие на частоту можно регулировать, изменяя фазовый сдвиг в контуре.

Информативным параметром, так же как и при частотном методе, является относительное изменение частоты.

В случае появления патологического содержимого электропроводность исследуемой области возрастает, следовательно, возрастает и плотность вихревых токов. Этот факт приводит к изменению индуктивности ВТП, а его изменение, в свою очередь, приводит к изменению частоты резонансного контура. Так как

$$\omega_0 = \sqrt{1/LC},$$

то относительное приращение частоты можно представить в виде (6) [8]:

$$\frac{\Delta\omega}{\omega_0} = \frac{X_{\text{вн}}}{2X_0}, \quad (6)$$

где L – индуктивность преобразователя; C – емкость колебательного контура; X_0 – начальное реактивное сопротивление преобразователя; $X_{\text{вн}}$ – вносимое реактивное сопротивление преобразователя.

Вносимое активное сопротивление преобразователя на частоту, в первом приближении, не влияет на изменение частоты резонансного контура. Увеличить влияние активного сопротивления на частоту можно путем введения фазового сдвига в колебательный контур. При этом частота генератора и изменение частоты можно выразить соотношениями (7) и (8) из [9, 10].

$$\omega_r = \omega_0 \sqrt{1 - \frac{1}{Q^2} - \frac{1}{Q} \cdot \text{tg}\varphi}, \quad (7)$$

$$\frac{\Delta\omega}{\omega_r} = \frac{1}{2} \left(\frac{\text{tg}\varphi}{Q} - 1 \right) \cdot \frac{X_{\text{вн}}}{X_0} - \left(\frac{1}{Q} + \text{tg}\varphi \right) \cdot \frac{R_{\text{вн}}}{X_0}, \quad (8)$$

где Q – добротность преобразователя; φ – фазовая расстройка контура, $\frac{\Delta\omega}{\omega_r}$ – относительное изменение частоты; $R_{\text{вн}}$ – вносимое активное сопротивление преобразователя.

Из этих выражений видно, что введение фазовой расстройки колебательного контура существенно увеличивает влияние активного сопротивления на частоту генератора, причем знак фазовой расстройки контура может привести как к увеличению частоты, так и к ее уменьшению.

Введение фазового сдвига в колебательный контур позволяет при выборе определенного сдвига получить различные влияния контролируемых и неконтролируемых параметров и уменьшить таким образом влияние мешающего фактора, а также сохранить высокую чувствительность к полезному параметру.

При контроле биологических сред электропроводность составляет доли См/м, поэтому даже на высоких частотах приращение активного сопротивления преобразователя незначительно, что не позволяет применять автогенераторные схемы без фазовой расстройки.

Были проведены экспериментальные исследования на полупроводящих биологических средах, в частности на свежих образцах биологических тканей животного с различными значениями электропроводности: жир, кость, мышца [11, 12].

Схема экспериментальной установки приведена на рис. 4.

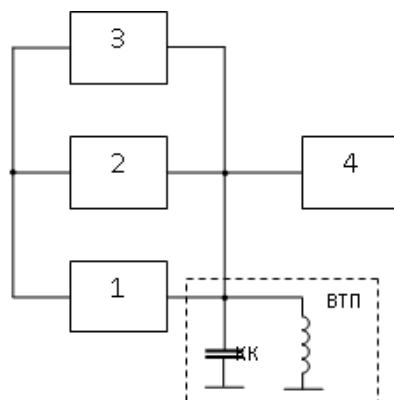


Рис. 4. Схема экспериментальной установки: 1 – усилитель; КК – резонансный контур; 2 – регулируемый фазовращатель; 3 – частотомер; 4 – фазометр

Вихретоковый преобразователь представляет собой катушку индуктивности накладного типа. Автогенератор собран по схеме Баттлера, в цепь положительно обратной связи которого включен регулируемый фазовращатель. Измерение относительного изменения частоты и фазового сдвига осуществляется соответственно частотомером 3 и фазометром 4.

Исследования проводились в частотном диапазоне $f = (1 \dots 5)$ МГц при значениях фазовой расстройки φ от 0 до $\pm 70^\circ$. Результаты экспериментальных исследований представлены на рис. 5 в виде графиков, из которых видно, что введение фазовой расстройки в резонансный контур генератора действительно увеличивает чувствительность к электропроводности [8, 11]. Причем для костной и жировой тканей зависимости относительного изменения частоты от величины фазовой расстройки практически идентичны и имеют максимум при величине сдвига фаз $\varphi \approx 20^\circ$. Для мышечной ткани наблюдается существенное увеличение чувствительности при $\varphi = -(20 \dots 25)^\circ$.

Таким образом, экспериментально доказано, что использование частотно-фазового способа выделения и обработки полезного сигнала наиболее эффективно.

К примеру, учитывая схожие электрофизические свойства мышечной ткани и полипов, можно повысить точность диагностики, установив величину $\varphi \approx -25^\circ$.

В качестве примера можно отметить, что наибольшее значение чувствительности к мышечным тканям составляет $\Delta\omega/\omega_r = 14\%$ при $\varphi = 26^\circ$ и $f_0 = 4$ МГц, в то время как для жировой и костной тканей $\Delta\omega/\omega_r = 0,5\%$.

Без введения фазовой расстройки чувствительность ко всем видам биотканей получается примерно одинаковой и равна $\Delta\omega/\omega_r = 0,8\%$ при $f_0 = 3230$ кГц.

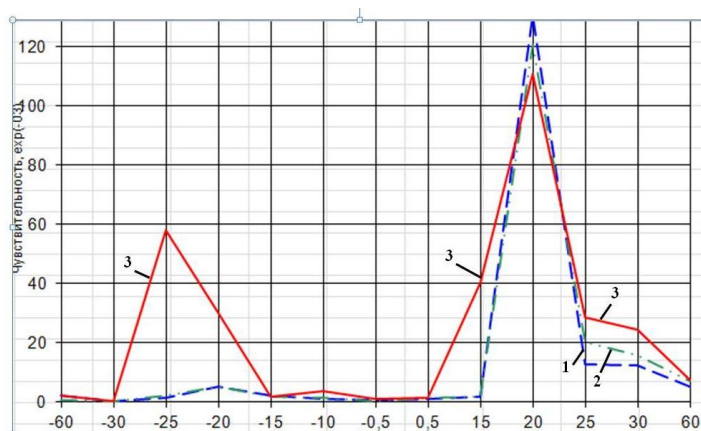


Рис. 5. Зависимость относительного измерения частоты от величины фазового сдвига, вводимого в резонансный контур: 1 – для костной ткани; 2 – для жировой ткани; 3 – для мышечной ткани

Таким образом, путем введения фазовой расстройки контура автогенератора дает возможным создать высокочувствительные приборы для исследования, например патологических изменений различных видов биотканей живых организмов, в частности барабанной полости.

Схема полного устройства обработки информации применительно для выявления патологии барабанной полости приведена на рис. 6.

Устройство имеет дополнительно кварцевый генератор и смеситель частоты [9].

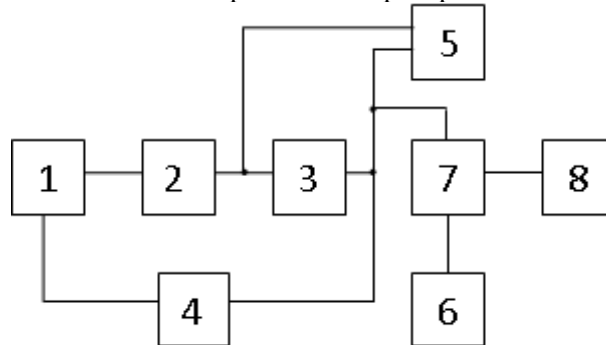


Рис. 6. Структурная схема устройства со смесителем частоты: 1 – первичный преобразователь (ПП1); 2 – усилитель; 3 – регулируемый фазовращатель; 4 – цепь положительной обратной связи; 5 – фазометр; 6 – кварцевый генератор; 7 – смеситель частоты; 8 – частотомер

В данном устройстве разность частот измерительного и опорного генератора определяют разностную частоту смесителя, которая измеряется частотомером, фазовая расстройка в контур вводится с помощью фазовращателя и измеряется фазометром.

Процесс диагностики производится в три этапа: 1 – установка исходного состояния; 2 – отстройка от мешающих факторов; 3 – диагностика заболевания.

Предварительно установка настраивается в исходное состояние.

В исходном состоянии оба генератора могут иметь разные частоты, и на первом этапе производится выравнивание частот обоих генераторов. На выходе измерителя разностной частоты 8 устанавливается

$$\Delta f = f_1 - f_2 \approx 0,$$

где f_1 – частота колебаний измерительного генератора с фазовым сдвигом, равным 0, при расположении ПП1 в воздухе; f_2 – частота колебаний опорного кварцевого генератора 6.

На втором этапе ПП1 устанавливают на интактный участок в слуховую трубу. В этом случае, на выходе смесителя частоты 7 регистрируют изменение частоты:

$$\Delta f_2 = \Delta f_1 + \Delta f_M = \Delta f_1 + f_0 [S_x^M (1 - \operatorname{tg} \varphi_0) - S_R^M \operatorname{tg} \varphi_0] \quad (9)$$

где f_0 – частота собственных колебаний генератора с фазовым сдвигом, т.е. частота генератора при $\varphi_0 = 0$; Δf_M – изменение частоты колебаний генератора с фазовым сдвигом при расположении ПП1 на интактном участке в слуховой трубе; S_x^M, S_R^M – чувствительность соответственно реактивной и активной составляющих (в относительных единицах) ПП1 к мешающим факторам.

Регулируя угол сдвига фазовращателем, добиваются $\Delta f_2 = 0$.

При установлении ПП1 на исследуемую область полости на выходе измерителя разностной частоты 8 регистрируют приращение частоты:

$$\Delta f_3 = \Delta f + \Delta f_{II} = \Delta f + f_0 [S_x^{II} (1 - \operatorname{tg} \varphi_0) - S_R^{II} \operatorname{tg} \varphi_0 + S_x^M (1 - \operatorname{tg} \varphi_0) - S_R^M \operatorname{tg} \varphi_0] \quad (10)$$

где S_x^{II}, S_R^{II} – чувствительность соответственно реактивной и активной составляющих ПП1 к патологическому содержанию барабанной полости (в относительных единицах); Δf_{II} – изменение частоты колебаний генератора с фазовым сдвигом при расположении ПП1 на исследуемой области барабанной полости.

Далее перемещают ПП1 на интактный участок и посредством регулируемого фазовращателя Z вводят фазовый сдвиг в контур генератора. Изменяя значение фазового сдвига $\Delta\varphi$ в пределах от $+\pi/2$ до $-\pi/2$ и фиксируя эти значения фазометром S , добиваются на выходе измерителя разностной частоты получения нулевого значения приращения частоты Δf_2 , т. е. $\Delta f_2 \approx 0$.

Тогда из выражения (9) следует, что

$$S_X^M (1 - \operatorname{tg}\Delta\varphi) = S_R^M \operatorname{tg}\Delta\varphi. \quad (11)$$

При наличии патологического содержимого в барабанной полости на выходе смесителя наблюдается приращение частоты, которое с учетом формул (10) и (11) можно представить в виде

$$\Delta f = \Delta f_1 + f_0 [S_X^N (1 - \operatorname{tg}\Delta\varphi) - S_R^N \operatorname{tg}\Delta\varphi_0].$$

При отсутствии патологического содержимого в полости приращение частоты Δf будет близко к нулевому значению.

Выводы

Из теоретических и экспериментальных исследований следует, что выходные характеристики вихретокового преобразователя зависят от электрофизических параметров исследуемого полупроводящего полупространства (содержимого полости). В связи с этим представляется возможным дифференцировать вид заболевания полости.

Наиболее оптимальной с точки зрения получения высокой чувствительности и достоверности является измерительная схема включения вихретокового преобразователя, реализующая частотно-фазовый способ обработки измерительной информации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Зиновьева Л.А. Определение степени наполнения органов или участков тела человека на разных глубинах методом вихревых токов: автореферат дис. канд. техн. наук. – Томск, 1983. – 25с.
2. Вотяков В.Ф. , Давиденко Д.М. Исследование взаимодействия электромагнитного поля индуктивного преобразователя с биологической средой // Современные техника и технологии: труды VI Международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых, 28 февраля – 3 марта 2000 года, Томск – Томск: Изд-во ТПУ, 2000. – С. 118–120.
3. Вотяков В.Ф. , Александров А.А. Анализ реакции полупроводящей биосреды на «ёмкостной» преобразователь // Современные техника и технологии: труды VI Международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых, 28 февраля – 3 марта 2000 года, Томск. – Томск: Изд-во ТПУ, 2000. – С. 120–121.
4. Вотяков В.Ф. , Храпачев Д.М., Александров А.А. Теоретическое исследование выходных характеристик вихретокового преобразователя, расположенного над полупроводящей биосредой // Современные техника и технологии: труды VII Международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых, 26 февраля – 2 марта 2001 года, Томск. – Томск: Изд-во ТПУ, 2001. – С. 153–155.
5. Захаров Б.Б. Датчики электропроводности. – М.: Наука, 1979. – 156 с.
6. Пресман А.С. Электромагнитные поля и живая природа. – М.: Наука, 1968. – 288 с.
7. Шилов М.В., Берентаев Е.Б., Вотяков В.Ф. Метод и аппаратура для диагностики воспалительных заболеваний верхнечелюстных пазух // Современные техника и технологии: тезисы докладов 4-й областной научно-практической конференции, 23–24 марта 1998 года, Томск. – Томск: Изд-во ТПУ, 1998. – С. 85–86.
8. Частотно-фазовый метод исследования полупроводящих биологических сред / В.Ф. Вотяков, А.М. Нестеров, А.В. Лебедев, А.А. Александров // Измерение, контроль, информатизация: материалы Международной науч.-тех. конф., 16–18 мая 2000 года, Барнаул. – Барнаул, Изд-во АГТУ, 2000. – С. 121–125.

9. Жуков В.К., Миляев Д.В., Панасюченко А.М. Исследование схемы дефектоскопа с параметрическим датчиком, включенным в колебательный контур генератора // Известия ТПИ. – 1975. – Т. 248 – С. 50–52.
10. Миляев Д.В., Нестеров А.М. Экспериментальные исследования метода отдельного контроля изделий при параметрическом включении токовихревого датчика // Известия Томского политехнического института, 1976 г. — Т. 221. — С. 67-71
11. Вторушина К.А., Вотяков В.Ф., Александров А.А. Визреотоковое устройство для выявления патологии верхнечелюстных пазух // Современные техника и технологии: труды XIV Международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых, 24–28 марта 2008 года, Томск. – Томск: Изд-во ТПУ, 2008. – Т. 1. – С. 458–459.
12. Свид. на полезн. модель 53129 Россия (51) МПК А61В 5 00. Устройство для диагностики патологии верхнечелюстных пазух/ А.В. Староха, А.А. Александров, М.В. Шилов, В.Ф. Вотяков, Д.В. Миляев. Заявлено 03.11.2005; Оpubл.10.05. 2006, Бюл. №. 13. – С. 5. ил. 1.

Поступила 10.10.2014