

**ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЫХОДНЫХ
ХАРАКТЕРИСТИК ВИХРЕТОКОВОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ В ДИАГНОСТИКЕ
ЗАБОЛЕВАНИЙ ОТИТА
(THEORETICAL AND EXPERIMENTAL RESEARCH THE OUTPUT CHARACTERISTICS
EDDY CURRENT TRANSDUCERS IN DIAGNOSTICS OF DISEASES OTITIS)**

Д.В. Миляев, Е.А. Свинцова
D.V. Milyaev, E.A. Svincova

Национальный исследовательский Томский политехнический университет
E-mail: mdv@tpu.ru

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 требуется устройства обработки с высокой чувствительностью. Таким требованиям, в частности, удовлетворяет устройство с частотно-фазовой расстройкой резонансного контура, с включенным в него параметрическим вихретоковым преобразователем.

(The calculation and analysis of output characteristics of the eddy-current transducer, which is located above the two-layer semi conducting environment. We consider the frequency-phase method of measuring information processing and structural schemes for its implementation. Experimental studies of the output characteristics of eddy current transducer located above the semi-conductive biological environment, in particular, animal tissues with different conductivity values: fat, bone and muscle.

It is shown that, for the detection of pathological changes require processing device with high sensitivity. These requirements, in particular, the device satisfies the phase-frequency detuning of the resonant circuit, with the inclusion of parametric eddy-current converter.)

Ключевые слова:

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

(Otitis, pathology, eddy-current converter, a frequency-phase method, diagnosis, Semi-layer medium.)

Одной из отраслей медицинской науки, которая занимается определением признаков болезни, 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 дает возможность осуществлять длительную регистрацию физиологических функций в условиях сравнительного комфорта пациента с измененными во времени метрологическими характеристиками биологической системы объект-датчик.

Вихретоковый метод относится к бесконтактным методам, суть которого заключается в следующем. При воздействии на исследуемую среду электромагнитного поля, искажается картина поля, а сама среда либо поляризуется, либо в ней наводятся вихревые токи, либо то и другое. Вид поляризационных процессов, распределение вихревых токов и возмущенного поля зависит от электрических свойств среды, геометрической формы и размеров барабанной полости, от 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, испытываемое 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;
 $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м – магнитная проницаемость вакуума.

Из формулы (1) видно, что при малых $\sigma (\leq 1,5$ 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, и 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.

1. Анализ выходных характеристик вихретокового преобразователя, расположенного над двухслойной полупроводящей средой

С целью дифференцирования вида заболевания представляет интерес, 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 .

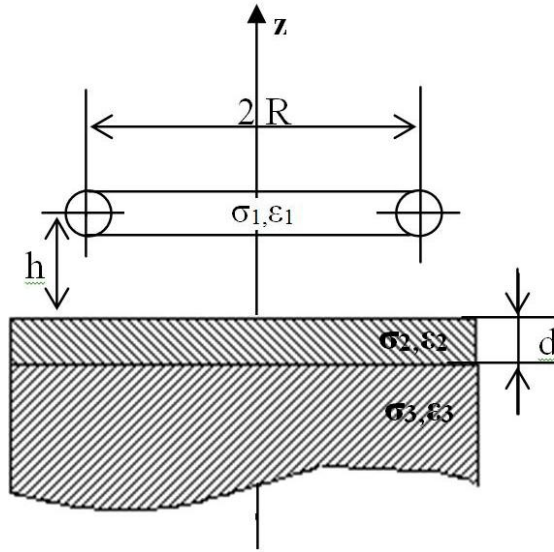


Рис.1. Расчетная модель

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

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

Вносимый векторный потенциал (2) поля, обусловленный влиянием исследуемой биологической среды можно представить в виде [5]:

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

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:

$$\varepsilon_1 = 0, \sigma_1 = 0, q_1 = \sqrt{\lambda^2 - \omega^2 \varepsilon_0 \varepsilon_1 \mu_0}$$

$$N_1 = \frac{(q_3 - q_2 e^{q_3 d}) \cdot (q_1 + q_2) \cdot e^{-q_2 d} - (q_3 + q_2 e^{q_3 d}) \cdot (q_1 - q_2) \cdot e^{q_2 d}}{\Delta_2} \quad (3)$$

$$\Delta_2 = (q_3 - q_2 e^{q_3 d}) \cdot (q_1 - q_2) \cdot e^{-q_2 d} - (q_3 + q_2 e^{q_3 d}) \cdot (q_1 + q_2) \cdot e^{q_2 d}$$

$\varepsilon_2; \sigma_2; q_2 = \sqrt{\lambda^2 - \omega^2 \varepsilon_0 \varepsilon_2 \mu_0 + j \omega \mu_0 \sigma_2}$ – значение параметров в верхнем слое;

$\varepsilon_3; \sigma_3; q_3 = \sqrt{\lambda^2 - \omega^2 \varepsilon_0 \varepsilon_3 \mu_0 + j \omega \mu_0 \sigma_3}$ – значение параметров в нижнем полупространстве.

Векторный потенциал (4) поля в воздухе:

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

Тогда

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

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 рис. 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.

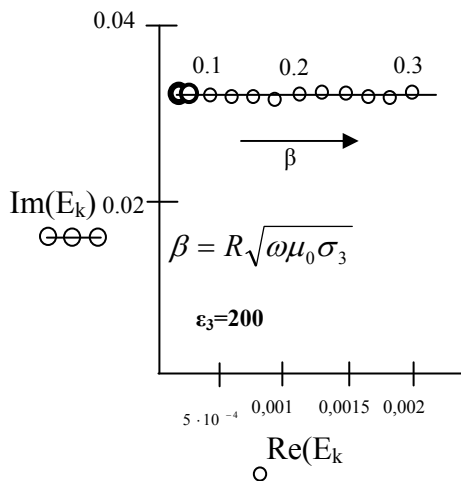


Рис. 2. Годограф относительного вносимого напряжения для различных значений обобщенного параметра β

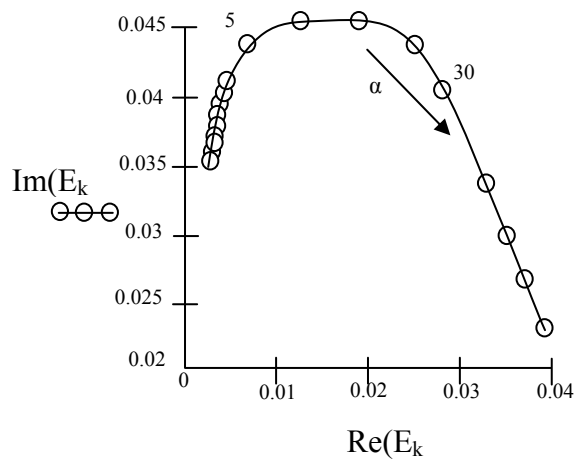


Рис. 3. Годограф относительного вносимого напряжения для различных значений обобщенного параметра α

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.

2. 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 сдви-

гах 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 колебательного контура 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, также 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]:

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

где L – индуктивность преобразователя;

C – емкость колебательного контура;

X_0 – начальное реактивное сопротивление преобразователя;

$X_{вн}$ – 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].

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

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

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

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

При контроле биологических сред электропроводность составляет доли См/м, поэтому даже на высоких частотах приращение активного сопротивления преобразователя незначительна, 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.

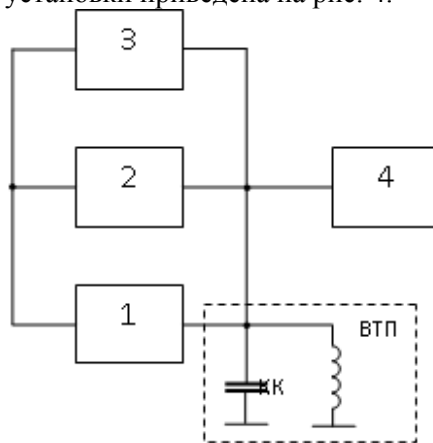


Рис. 4. Схема экспериментальной установки: 1 – усилитель, КК – резонансный контур, 2 – регулируемый фазовращатель; 3 – частотомер, 4 – фазометр

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 рисунке 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 $\varphi = -(20^\circ \dots 25^\circ)$.

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.

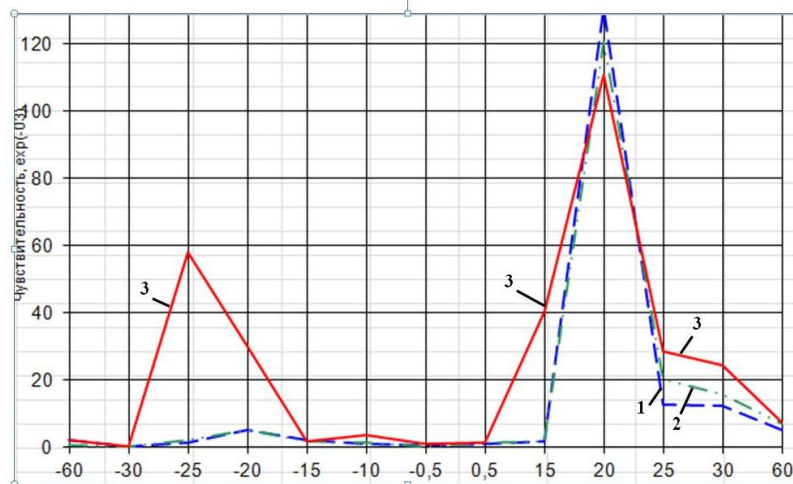


Рис. 5. Зависимость относительного измерения частоты от величины фазового сдвига, вводимого в резонансный контур

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 приведено на рис.6.

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

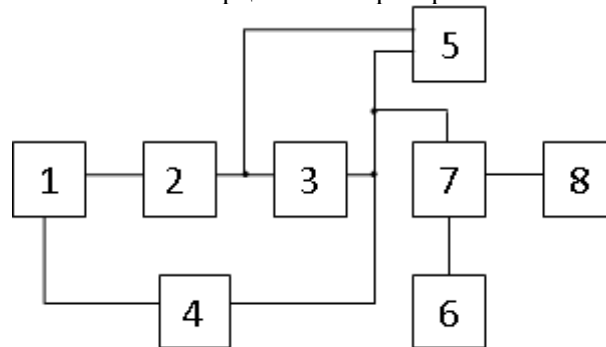


Рис. 6. Структурная схема устройства со смесителем частоты:

- 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 и 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:

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

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:

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

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 3 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 5, 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

$$S_x^M (1 - tg \Delta \varphi) = S_R^M tg \Delta \varphi \quad (11)$$

В случае наличия патологического содержания в барабанной полости, на выходе смесителя наблюдается приращение частоты, которое с учетом формул (10) и (11) можно представить в виде:

$$\Delta f = \Delta f_1 + f_0 [S_x^{II} (1 - tg \Delta \varphi) - S_R^{II} tg \Delta \varphi]$$

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

3. Выводы

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

2. Наиболее оптимальной с точки зрения получения высокой чувствительности и достоверности является измерительная схема включения вихрекового 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., Александров А.А. Исследование взаимодействия электромагнитного поля индуктивного преобразователя с биологической средой // Современные техника и технологии: Труды VI Междунар. научно-практ. конф. молодых ученых. - Томск: 2000. - С.118-119.
3. Вотяков В.Ф., Ломакин А.А., Александров А.А. Анализ реакции полупроводящей биосреды на «емкостной» преобразователь // Современные техника и технологии. - Томск: 2000. - С.120-121.

4. Вотяков В.Ф., Храпачев Д.М., Александров А.А. Теоретическое исследование выходных характеристик вихретокового преобразователя, расположенного над полупроводящей биосредой. // Современная техника и технологии: Труды VII Междунар. научно-практ. конф. молодых ученых. - Томск: 2001. –Т.1.- С.153-155.
5. Захаров Б.Б. Датчики электропроводности. –М.: Наука, 1979.-156с.
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 // Современная техника и технологии: Труды IV Областн. конф. молодых ученых. – Томск: 1998.– С.85 – 86.
8. Вотяков В.Ф., Нестеров А.М., Лебедев А.В., Александров А.А. Частотно-фазовый метод исследования полупроводящих биологических сред // Контроль, измерения, информатизация: Материалы Междунар. науч.-техн. конф. - Барнаул: 2000. – С.121-123.
9. Миляев Д.В., Панасюченко А.М. Исследование схемы дефектоскопа с параметрическим датчиком, включенным в колебательный контур генератора. Томск: Сб. Известия ТПИ, Т. 221 - 150 с.
10. Миляев Д.В., Нестеров А.М. Исследование автогенераторных схем для многопараметрового контроля качества продукции. Сборник «Электронные и электромагнитные устройства в измерительной технике» /Под ред. Ю.В. Селезнева, 1982. – 200 с.
11. Вторушина К.А., Вотяков В.Ф., Александров А.А, Вихретоковое устройство для выявления патологии верхнечелюстных пазух. // Современная техника и технологии: Труды XIV Междунар. конф. молодых ученых. – Томск, 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; Опубл. 10.05. 2006, Бюл. №. 13.- С.5. ил.1.

Сведения об авторах:

Миляев Д.В.: доцент кафедры информационно-измерительной техники Национального исследовательского Томского политехнического университета. Область научных интересов: разработка методов и средств неразрушающего контроля и измерения, металлообнаружители, измерителей больших сопротивлений, приборы медицинской диагностики. E-mail: mdv@tpu.ru

Свинцова Е.А.: студентка 1 курса магистратуры гр. 1БМ32 кафедры Информационно-измерительной техники института неразрушающего контроля. Область научных интересов: медицинское приборостроение.