

## АНАЛИЗ ГИПОТЕЗЫ ФАЗОВОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ СЛУХОВОГО РЕЦЕПТОРА

### 1. Введение. Постановка задачи

Современное состояние теории и практики активной защиты речевого канала утечки конфиденциальной информации на границе зоны безопасности выделенных помещений характеризуется отсутствием комплексного подхода к решению проблемы анализа информационных и идентификационных составляющих речевого сигнала (РС) [1].

При создании различных систем распознавания и контроля доступа широко [2] применяются методы идентификации субъекта по голосу. Большинство этих систем применяют традиционные методы анализа параметров и характеристик речевого сигнала (РС): анализируется девиация амплитудного спектра мощности в "критических" либо формантных полосах частот; в процессе анализа идентифицируются параметры, удовлетворяющие требованию стационарности на интервале времени идентификации; осуществляется первичная обработка РС, удовлетворяющая требованиям точности и полноты распознавания. Сравнительно недавно было установлено, что слуховая система оценивает фазовые отношения спектральных составляющих РС. Поэтому актуальным, в части определения информационной составляющей РС, является вопрос исследования фазовой чувствительности слухового рецептора. Актуальность данного вопроса подтверждается регулярными докладами на международных акустических конференциях и публикациями в периодических журналах [3] по направлению психоакустики слуха. Исследованием вопроса фазовой чувствительности слуха занимались многие ученые: фонетики и психоакустики, однако теория фазовой чувствительности слухового рецептора ещё не предложена. Одна группа авторов объясняет информационную чувствительность слуха только с позиции анализа амплитудного спектра мощности [4,5], представители другой группы [6,7], подвергая сомнению исключительно амплитудную

чувствительность слуха, делает выводы о частичной, либо полной информационной фазовой чувствительности.

С целью выявления, дополнительных к существующим зависимостям, идентификационных и информационных параметров РС, проведем физико – физиологический анализ гипотезы фазовой чувствительности слухового рецептора с позиции оценки влияния девиации фазы гармонических спектральных компонентов РС на процесс их преобразования и идентификации физиологическими органами слуха.

## 2. Материалы и методика исследований

При проведении функционального анализа работы слухового рецептора необходимо отметить, что внутренне ухо представляет собой замкнутую гидродинамическую систему, состоящую из трех спиральных акустических волноводов А (преддверной лестницы), В (перегородки улитки) и волновод С (барабанной лестницы). В связи с тем, что волновод С, как мы далее увидим, принимает активное участие в работе рецептора только во время переходных процессов информационной адаптации, на данном этапе анализа рассмотрим процессы преобразования сигналов в волноводах А и В, которые заполнены жидкостями - перилимфой и эндолимфой, соответственно, с различными [8] физическими (вязкость, объемная плотность) и химическими (концентрация ионов натрия и калия) параметрами. В части различия физических параметров следует обратить внимание на отличие в групповой скорости звука:  $v_p = 1500$  м/с – в перилимфе и порядка  $v_e = 50$  м/с в эндолимфе [9], которая уменьшается от 50 до 1,5 м/с в направлении от овального окна к геликотреме. Из этого следует, что эндолимфа является акустически более вязкой средой, чем перилимфа, а показатель преломления перехода перилимфа – эндолимфа  $n_{pe} = \frac{v_p}{v_e} \gg 1$ . Изменение скорости звука в эндолимфе указывает на нелинейность дисперсии частотных составляющих акустического волнового пакета, распространяющегося вдоль мембраны Рейснера.

Представим физическую модель улитки внутреннего уха с позиции волновой акустики как два спиральных волновода А и В, которые разделены мембраной Рейснера. На этом этапе анализа модели примем ограничение, что физические параметры границы

раздела (мембраны Рейснера) не влияют на параметры и характеристики физических процессов в данной модели. Волновод А с одной стороны, ограничен овальной стенкой из материала кости улитки, с другой – плоской мембранной Рейснера. Радиусы кривизны внутренней  $r_1$  и внешней  $r_2$  стенок различны  $r_1 < r_2$  и уменьшаются к вершине (геликотреме) улитки. Скорость акустических волн в костной ткани составляет  $v_k = 1572$  м/с, больше, чем в перилимфе, а показатель преломления перехода перилимфа – костная ткань

$$n_{kp} = \frac{v_p}{v_k} < 1.$$

Рассмотрим физические процессы распространения, преломления и преобразования информационного сигнала 
$$Si(\omega, t) = \sum_{i=1}^n A_i \sin[\omega_i t + \varphi_i(t)],$$
 состоящего из  $n$  спектральных составляющих, в слуховом рецепторе в режиме малого сигнала, без учета изменения геометрии физиологических органов, приводящих к нелинейным преобразованиям информационного сигнала. Сигнал  $Si(\omega, t)$  сквозь овальное окно внутреннего уха возбуждает в перилимфе плоскую акустическую волну, которая падает на мембрану Рейснера под углом  $\alpha_1$ . Высокочастотная  $i$ -ая мода (частотная составляющая с несущей частотой  $\omega_i$ ) волнового пакета, для которой выполняется условие преломления  $\sin \alpha_1 = n_{pe} \sin \alpha_2$  ( $\alpha_2$  – угол преломленного луча), проникает в волновод В и взаимодействует с физиологическими органами основной мембраны. Физическую модель её взаимодействия рассмотрим ниже.

Отразившиеся низкочастотные моды распространяются вдоль акустического волновода А по спирали относительно его оси, образуя максимумы суперпозиций мод. Можно предположить, что эти максимумы образуют “критические полосы слуха”, число которых и расположение вдоль оси волновода А субъективно, т.к. зависит от конкретных геометрических и физических параметров веществ улитки, перилимфы и эндолимфы. Акустическое давление низкочастотных мод при их распространении к вершине улитки возрастает пропорционально уменьшению площади поперечного сечения волновода А от овального окна к геликотреме. Этим, на данном этапе анализа, можно объяснить повышенную

чувствительность уха к низкочастотным спектральным составляющим информационного сигнала.

Теория слухового восприятия [8] утверждает, что физиологическое строение улитки определяет тонотопическое разделение сигнала волнового пакета  $Si(\omega, t)$  на  $n$  спектральных составляющих  $Si(\omega_i, t), i \in n$  вдоль плоской спирали, которую образует базилярная мембрана.

Проведем анализ процессов распространения, взаимодействия и преобразования спектральных составляющих информационного сигнала  $Si(\omega, t)$  с физиологическими органами основной мембраны (перегородки) улитки. Выделим участок основной мембраны протяженностью  $\Delta x_i \rightarrow 0$  перпендикулярный осям волноводов А и В, содержащий один ряд внешних волосковых клеток (ВНК) и, соответствующие ему внутренние волосковые клетки (ВВК). В начальный момент времени  $t_0$  (отсутствие сигнала  $Si(\omega, t)$ ) внутренние физиологические органы перегородки улитки неподвижны (либо слабо флуктуируют под действием внутренних шумов организма, которые не имеют информационной составляющей). В течение времени распространения  $t^r$  волнового пакета  $Si(\omega, t)$  по акустическому волноводу А его спектральные составляющие  $Si(\omega_i, t)$  преломляются в объем основной мембраны. Они воздействуют в пределах участка  $x_i$  на текторальную (покровную) мембрану с силой, которая пропорциональна амплитудному спектру мощности сигнала  $Si(\omega_i, x_i, t)$ . Текторальная мембрана, вследствие своей высокой подвижности, воздействует на ВВК, ВНК, орган Корти и базилярную мембрану. В связи с тем, что базилярная мембрана не имеет нервных окончаний и обладает резонансными свойствами [10], её участок  $x_i$  будет совершать вынужденные поперечные пространственные колебания  $\Omega b_i(x_i, t)$  с собственной резонансной частотой  $\omega^b_i(x_i)$ , которая, в общем случае, субъективна и может точно не совпадать с несущей частотой  $\omega_i$  спектральной составляющей волнового пакета. Вынужденные поперечные колебания участка базилярной мембраны можно описать уравнениями колебаний струны, закрепленной с обоих концов. Поперечные смещения струны  $\Omega b(x_i, t)$  удовлетворяют одномерному волновому уравнению:

$$\frac{\partial^2 \Omega b_i(x_i, t)}{\partial x_i^2} - \frac{1}{Cb(\omega_i)^2} \frac{\partial^2 \Omega b_i(x_i, t)}{\partial t^2} = 0, \quad (1)$$

где  $Cb(\omega_i)$  - фазовая скорость спектральной составляющей  $S_i(\omega_i, x_i, t)$  в веществе базилярной мембраны.

Начальные а) и краевые в) условия уравнения (1):

$$a) \Omega b(x_i, 0) = \Omega b_0(x_i); \frac{\partial \Omega b}{\partial t} \Big|_{t=0} = \omega^b_{0i}(x_i); (0 \leq x_i \leq Lb_i),$$

$$b) \Omega b(0, t) = 0; \Omega b(Lb_i, t) = 0,$$

где  $Lb_i$  - ширина базилярной мембраны на участке  $x_i$ .

Решение уравнения (1) представляется в виде суммы гармонических стоячих волн, возбужденных с заданными начальными условиями:

$$\Omega b_i(x_i, t) = \sum_{k=1}^{\infty} \left( a_{k_i} \cos \frac{k\pi Cb(\omega_i)}{Lb_i} t + b_{k_i} \sin \frac{k\pi Cb(\omega_i)}{Lb_i} t \right) \sin \frac{k\pi}{Lb_i} x_i, \quad (2)$$

где коэффициенты  $a_{k_i}$  и  $b_{k_i}$  определяются разложением в ряд Фурье начальных условий  $\Omega b_0(x_i)$  и  $\omega^b_{0i}(x_i)$ , соответственно. Субъективное несовпадение частот пространственных колебаний  $\Omega b_i(x_i, t)$  с собственной резонансной частотой  $\omega^b_{0i}(x_i)$  и частотой спектральной составляющей информационного сигнала  $\omega_i$  приводят, в общем случае, к возникновению гармоник и субгармоник в сигнале  $\Omega b_i(x_i, t)$  колебаний базилярной мембраны.

Анализируя выражения (1,2), можно сделать вывод, что участок  $\Delta x_i$  в окрестности  $x_i$  базилярной мембраны будет колебаться с фиксированной частотой  $\frac{k\pi Cb(\omega^b_{0i})}{Lb_i}$ , некоторым количеством гармонических составляющих и фиксированными начальными и краевыми условиями, т.е. детерминированной начальной фазой. В рассматриваемой задаче такое колебание можно представить (относительно стохастического сигнала  $S_i(\omega_i, t)$ ) как квазикогерентный опорный сигнал  $S^o_i(\omega^b_{0i}, x_i, t)$  с нулевой разницей начальных фаз относительно сигнала  $S_i(\omega_i, t)$ :

$$S^o_i(\omega^b_{0i}, x_i, t) = A^o_i \sin(\omega^b_{0i}, x_i, t) + \sum_{k=2}^n A^o_{i_k} \sin(\omega^b_{i_k}, x_i, t), \quad (3)$$

где  $A^o_{i_k} \sin(\omega^b_{i_k}, x_i, t)$  -  $k$  - я гармоническая составляющая опорного сигнала  $S^o_i(\omega^b_{0i}, x_i, t)$ . С целью упрощения дальнейшего анализа

предположим, что гармонические составляющие в рассматриваемом сигнале отсутствуют  $A^o_{i_k} \sin(\omega^b_{i_k}, x_i, t) = 0$ , а частота колебаний базилярной мембраны совпадает с несущей частотой гармонической составляющей  $Si_i(\omega_i, t)$ , т.е.  $\omega^b_i(x_i) = \omega_i$ . Суперпозиция  $S^{tr}_i(\omega_i, x_i, t)$  информационного  $Si_i(\omega_i, x_i, t)$  и опорного сигнала (3), действующего на текторальную мембрану запишется в виде:

$$S^{tr}_i(\omega_i, x_i, t) = Si_i(\omega_i, x_i, t) + A^o_i \sin(\omega_i, x_i, t), \quad (4)$$

и будет представлять собой сумму сигналов: одного информационного  $Si_i(\omega_i, x_i, t)$ , с изменяющимися амплитудой и фазой, другого детерминированного. Известно, что амплитуда  $A^{tr}_i(t)$  и фаза  $\varphi^{tr}_i(t)$  суммарного сигнала  $S^{tr}_i(\omega_i, x_i, t) = A^{tr}_i \sin[(\omega_i t + \varphi^{tr}_i t], x_i, t)$  определяется выражениями:

$$A^{tr^2}_i(t) = A^{Si^2}_i(t) + A^{o^2}_i(t) + 2A^{Si}_i(t)A^o_i(t) \cos[\varphi^{Si}_i(t) - \varphi^o], \quad (5)$$

$$\text{tg}[\varphi^{Si}_i(t) - \varphi^o] = \frac{A^{Si}_i \sin[\varphi^{Si}_i(t)] + A^o_i \sin(\varphi^o)}{A^{Si}_i \cos[\varphi^{Si}_i(t)] + A^o_i \cos(\varphi^o)},$$

где  $\varphi^o$ ,  $\varphi^{Si}$  - фазы опорного и информационного сигналов,  $A^o, A^{Si}$  - их амплитуды.

Представим данный сигнал в виде суммы огибающей амплитуды  $A^{tr}_i(t) = [A^{Si^2}_i(t) + A^{o^2}_i(t)]^{0.5}$  и несущего сигнала с амплитудой  $A^{tm}_i(t) \approx 2A^{Si}_i(t)A^o_i(t)$  частотой  $\omega_i$  и фазой  $\varphi^{tr}_i(t)$ :

$$S^{tr}_i(\omega_i, \varphi^{tr}_i(t), x_i, t) = A^{tr}_i(t) + A^{tm}_i(t) \cos[\omega_i t + \varphi^{tr}_i(t)]. \quad (6)$$

Так как базилярная мембрана представляет собой пластину с переменным параметром  $Lb$ , то совместно с участком  $\Delta x_i$  будут осциллировать соседние участки  $\Delta x_i \pm n\Delta x_i$ , возбуждаемые сигналом  $Si_i(\omega_i, x_i, t)$ , со своими резонансными частотами, которые определяются в соответствии с выражением (3).

По мере распространения сигнала  $Si(\omega, t)$  по акустическому волноводу А его спектральные составляющие  $Si_i(\omega_i, t)$  будут взаимодействовать с базилярной мембраной, и возбуждать в ней опорные колебания  $S^o_i(\omega_i, x_i, t)$  на соответствующих участках  $\Delta x_i$  вдоль оси  $x$  перегородки улитки. ВВК и НВК связаны афферентными нервными волокнами с центральной нервной системой (ЦНС), которая, в течение времени  $tp_1$  аутентифицирует сигнал  $Si(\omega, t)$  и, если



это возможно, идентифицирует его в базе данных сигналов (БДС) уже известных ЦНС (центр Вернике). В первом случае принятый сигнал сопоставляется с материальным объектом, возбудившим данный сигнал, и записывается в БДС коррелированно с объектом. Во втором случае образ идентифицированного сигнала  $S_o(\omega, x, t)$  направляется по эфферентным нервным волокнам обратной связи ЦНС в НВК как правого, так и левого рецепторов слуха. Сигнал  $S_{o_i}(\omega_i, x_i, t)$ , возбуждая волоски НВК на участке  $x_i$  текторальной мембраны, которые могут изменять свою длину [10], перемещают тело мембраны, создавая информационную составляющую сигнала обратной связи ЦНС (отоакустической эмиссии (ОАЭ))

$S_{o_i}(\omega_i, x_i, t) \Rightarrow S^{OC}_i(\omega_i, x_i, t) = A^{OC}_i(t) \sin[\omega_i t + \varphi^{OC}_i(t)]$ . Суммарный сигнал  $S^{BBK}_i(\omega_i, x_i, t)$ , воздействующий на рецепторные волоски ВВК,

находящиеся в зоне участка  $x_i$  запишется, с учетом (4-6), в виде:

$$S^{BBK}_i(\omega_i, x_i, t) = A^{r_i}(t) + A^{rn}_i(t) \cos[\omega_i t + \varphi^{r_i}(t)] + A^{OC}_i(t) \sin[\omega_i t + \varphi^{OC}_i(t)]. \quad (7)$$

Проведём анализ выражения (7). Суммарный сигнал состоит из трех слагаемых, первое представляет собой огибающую сигнала текторальной мембраны  $A^{r_i}(t)$ , второе и третье слагаемые представляют суперпозицию несущих сигналов с частотой  $\omega_i$  и информационными аргументами фаз. Предположим, что на интервале времени  $t_1 \in t$  сигнал огибающей равен нулю  $A^{r_i}(\omega_i, t_1) = 0$ , тогда амплитуда  $A^{BBK}_i(t_1)$  и фаза  $\Theta^{BBK}_i(t_1)$  перемещений ВВК определяться из следующих соотношений:

$$A^{BBK^2}_i(t_1) = A^{rn^2}_i(t_1) + A^{OC^2}_i(t_1) + 2A^{rn}_i(t_1)A^{OC}_i(t_1) \cos[\varphi^{r_i}(t_1) - \varphi^{OC}_i(t_1)] \quad (8)$$

$$\text{tg}[\Theta^{BBK}_i(t_1)] = \frac{A^{rn}_i(t_1) \sin[\varphi^{r_i}(t_1)] + A^{OC}_i(t_1) \sin[\varphi^{OC}_i(t_1)]}{A^{rn}_i(t_1) \cos[\varphi^{r_i}(t_1)] + A^{OC}_i(t_1) \cos[\varphi^{OC}_i(t_1)]}.$$

Квадрат амплитуды  $A^{BBK^2}_i(t_1)$  результирующего колебания волосков ВВК чувствителен к разности фаз  $[\varphi^{r_i}(t_1) - \varphi^{OC}_i(t_1)]$  (8) колебаний сигнала текторальной мембраны и сигнала ОАЭ, он может принимать любое значение от  $[A^{rn}_i(t_1) + A^{OC}_i(t_1)]^2$  при  $[\varphi^{r_i}(t_1) - \varphi^{OC}_i(t_1)] = 0$  до  $[A^{rn}_i(t_1) - A^{OC}_i(t_1)]^2$ , при  $[\varphi^{r_i}(t_1) - \varphi^{OC}_i(t_1)] = \pi$ . Если разность фаз  $[\varphi^{r_i}(t_1) - \varphi^{OC}_i(t_1)] = \pi$  то сигнал, идентифицируемый ВВК будет равен сигналу огибающей  $A^{r_i}(\omega_i, t_1)$ . В случае идентификации заведомо

известного в БДС сигнала, суперпозиция сигналов  $Si(\omega, x, t)$ ,  $S^o(\omega, x, t)$  и  $S^{OC}(\omega, x, t)$  в теле текторальной мембраны минимальна по амплитуде (т.к. в активном рабочем состоянии покровная мембрана практически неподвижна [10]), и предположительно, создает такой сигнал, реакция на который  $S^{BBK}(\omega, x, t)$  ВВК будет, в идеальном случае, равен сигналу огибающей  $A^r(\omega, x, t)$ :

$$Si(\omega, x, t) + S^o(\omega, x, t) + S^{OC}(\omega, x, t) = S^r(\omega, x, t) \Rightarrow S^{BBK}(\omega_i, x, t) \approx A^r(\omega, x, t). \quad (9)$$

Таким образом, основываясь на результатах исследований эффекта ОАЭ [11], в которых определено увеличение акустического импеданса внутреннего уха во время действия сигнала ОАЭ, можно предположить, что каждая из  $L$  ВВК выполняют функцию нуля – органа (9) в информационной цепи обратной связи взаимодействия слуховой рецептор – ЦНС, которая принимает решения по отклонению действующего сигнала  $Si(\omega_i, t)$  от базового сигнала обратной связи ЦНС  $S^{OC}(\omega_i, t)$  на частоте  $\omega_i, i \in L$ . Как было отмечено в данной работе, сигнал ОАЭ  $S^{OA}(\omega, x, t)$  соответствует сигналу, сопряженному с сигналом  $Si(\omega, x, t)$ , а мембрана внутреннего уха, выполняя функции согласованной фильтрации, выполняет операцию свертки на волосках ВВК вышеуказанных сигналов на интервале времени активности фонемы  $T_p$  речевого сигнала для каждой из частот  $\omega_i$ :

$$R_{S^{OA}Si}(\omega_i, x_i, \tau) = S^{BBK}(\omega_i, x_i, t) = \int_0^{T_p} \{Si(\omega_i, x_i, t) S^{OA}[\omega_i, x_i, (t - \tau)]\} d\tau, \tau \in T_p, \quad (10)$$

т.е. вычисляется взаимная корреляционная функция информационного сигнала и сигнала ОАЭ.

Учитывая результаты исследований [12] в части образования “критических полос” слухового рецептора, можно предположить, что ЦНС объединяет сигналы групп ВВК (10) в  $m$  частотных групп (с граничными частотами  $\omega_{m1}$  и  $\omega_{m2}$ ) и анализирует ковариационную матрицу  $RR^{\Xi}[(\omega_{m1}, \omega_{m2}), (x_{m1}, x_{m2}), t], (\omega_{m1}, \omega_{m2}) \in \Delta\omega_m$  сигналов корреляционных функций  $R_{S^{OA}Si}(\Delta\omega_m, \Delta x_m, \tau)$   $m$  – тых частотных групп:

$$RR^{\Xi}_m[(\omega_{m1}, \omega_{m2}), (x_{m1}, x_{m2}), t] = \int_{\omega_{m1}}^{\omega_{m2}} \int_0^{T_p} \{Si(\omega_i, x_i, t) S^{OA}[\omega_i, x_i, (t - \tau)]\} dt d\omega_m, \tau \in T_p, \omega_i \in \Delta\omega_m, x_i \in \Delta x_m. \quad (11)$$



Амплитуды колебаний физиологических органов слухового рецептора и линейность преобразований всех сигналов ограничена динамическим диапазоном линейности слуховой системы. При изменении акустической мощности сигнала  $S_i(\omega, t)$  она поддерживается в рабочих пределах динамического диапазона путем адаптации коэффициента передачи среднего уха по параметру интегрального сигнала (на интервале времени маскировки слуха) огибающей спектра мощности сигнала  $S_i(\omega, t) \approx S^{BBK}(\omega, x, t)$ , который пропорционален сигналу ВВК. Время адаптации коэффициента передачи среднего уха определяется скоростью изменения огибающей спектра мощности информационного сигнала. Оно определяет протяженность протекания процессов предмаскировки и постмаскировки слуха, в течение которых органы рецептора находятся вне их рабочего динамического диапазона и не способны идентифицировать сигнал. Данные предположения подтверждаются графиками кривых равной громкости [9]. В течение этого времени сигнал обратной связи ЦНС  $S^{OC}(\omega, x, t)$  отсутствует, перегородка улитки, обладая резонансными свойствами базилярной мембраны, гидравлически объединяет волноводы А и С, при этом волновод С функционирует в качестве демпфера. Анализ переходных процессов в улитке на интервале времени  $t_{p1}$  выходит за рамки данной статьи и представляет собой самостоятельную задачу для исследований.

В процессе анализа сигнала фонемы  $S_i(t)$  на интервале времени  $T_p$  ЦНС анализирует ВКФ (сигнал  $S^{BBK}(\omega, x, t)$ ) на частотных интервалах возбуждения опорных колебаний (3) базилярной мембраны, которые определяются формантным составом сигнала фонемы для вокализованных звуков, либо активной полосой частот – для невокализованных звуков. Сигнал ВКФ сравнивается с сигналами, хранящимися в БДС для принятия решения о выборке образа сигнала обратной связи ЦНС  $S^{OC}(\omega, x, t)$ , который, в сумме с информационным  $S_i(t)$  и опорным  $S^o(\omega, x, t)$  сигналами, обеспечит выполнение условия (9) минимизации сигнала ВВК  $S^{BBK}(\omega, x, t)$ . Таким образом, если рассматривать слуховую систему с позиции физиологического процесса обработки сигналов, то можно декомпозировать три метода обработки.

Первичная обработка. Идентификация присутствия и первичный адаптивный анализ (по углу на источник) информационного сигнала  $S_i(t)$  из естественных и искусственных шумов и помех  $S_n(t)$ , осуществляется во временной области наружным ухом. Методы: акустическая локация и предварительная фильтрация с целью определения присутствия информационного сигнала в данном источнике.

Вторичная обработка. Определения параметров сигнала: углов прихода, амплитуд и формантных частот фонемы. Адаптация режима работы внутреннего уха по огибающей спектра мощности суммарного сигнала, путем изменения коэффициента передачи среднего уха. Методы: классические методы пеленгования по максимуму сигнала и по углу прихода сигнала в разнесенные приемники и их фазовая компенсация, адаптивная компенсация локальных сигналов – помех, избытка акустической мощности, анализ  $L$  – мерных векторов спектрально – ковариационной матрицы принимаемых фонем.

Третичная обработка. Классификация и распознавание информационной и идентификационной составляющих фонем и морфем.

### **3. Результаты экспериментальных исследований**

По представленной физико – физиологической модели работы рецептора слуха была синтезирована математическая модель обработки информационного сигнала, проведены экспериментальные исследования с естественными речевыми сигналами, которые доказали её адекватность.

В связи с ограниченным объемом статьи методы и результаты экспериментальных исследований предполагается опубликовать в ближайшем выпуске журнала.

### **4. Выводы**

Представленная физико – физиологической модель работы слуховой системы позволяет обосновать гипотезу фазовой чувствительности слухового рецептора.

*Основные положения гипотезы заключаются в следующем.*

Спектральный анализ информационного акустического сигнала осуществляется на границе (мембране Рейснера) между волноводами преддверной лестницы и основной мембраны улитки внутреннего уха

вследствие различной скорости распространения звука в веществах костной ткани, перилимфы и эндолимфы, нелинейной дисперсии спектральных составляющих волнового пакета в этих веществах, а также переменного радиуса кривизны мембраны Рейснера.

Частоты детерминированных гармонических колебаний базилярной мембраны, возбуждаемые спектральными составляющими волнового пакета информационного сигнала, равны (в соответствующих координатах) несущим частотам спектральных составляющих, тонотопически отфильтрованных на мембране Рейснера. Колебания базилярной мембраны являются квазикогерентными по отношению к несущим частотам спектральных составляющих информационного сигнала и опорными по отношению к сигналу отоакустической эмиссии.

Сигнал обратной связи ЦНС - слуховая система представляет собой физиологический образ информационного сигнала, хранится в базе данных речевых сигналов центра Вернике, и воздействует на текторальную мембрану посредством изменения длины волосков внешних волосковых клеток. В теле текторальной мембраны он суммируется с опорным сигналом базилярной мембраны, образуя сигнал отоакустической эмиссии, который инверсно сопряжен (по амплитудам и фазам спектральных составляющих) с информационным сигналом.

Чувствительным тонотопическим элементом рецептора является ряд внутренних волосковых клеток, каждая из которых дискретно реагирует на динамику изменения разности фаз между соответствующими ей спектральными составляющими информационного сигнала и сигнала отоакустической эмиссии, которые вычитаются в теле текторальной мембраны. Образующийся  $n$  – мерный амплитудно-модулированный сигнал разницы ( $n$  – количество активных ВВК), воспринимаемый внутренними волосковыми клетками, является многомерной идентификационной функцией источника РС, относительно базового физиологического образа информационного сигнала.

Для обеспечения режима линейности процессов преобразования сигналов в физиологических органах слухового рецептора, мощность информационного сигнала, поступающего в овальное окно внутреннего уха, изменяется по, анализируемому ЦНС, параметру

огибающей спектра мощности РС, методом адаптации коэффициента передачи среднего уха.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Журавлев В.Н. Обобщенная модель интеллектуальной адаптивной системы сокрытия речевой информации в виброакустических и акустических каналах несанкционированного доступа. Правове, нормативне та метрологічне забезпечення системи захисту інформації в Україні. – 2004. -№8. – С. 6-9.
2. Перекрестная биометрия [Электронный ресурс] / Н. Бирман. – М., Информационный интернет-портал "Security News: Газета международных новостей по техническим средствам и системам безопасности", 2007. – Режим доступа: <http://www.secnews.ru/> свободный. – Загл. с экрана.
3. Алдошина И.А. 111-я конвенция AES в Нью-Йорке. Научные результаты. Звукорежиссер. - 2002. -№2. - С.5-7.
4. Dan T. Toward a measure of auditory filter phase response. J. Acoust. Soc. Am. 2001. V. 100. #6. P. 3169-3178.
5. Дж. К.Р. Ликлайдер, Дж. Розенблит. Механические свойства слуха. В кн. Экспериментальная психология. Под ред. С.С. Стивенса, т2. ИИЛ. – М. 1963. с. 1035.
6. David E.E., Miller I.E., Mathews M.V. Monaural phase effects in speech perception. Proc.3-d Intern. Congress on Acoustics, Elsevier Publ. Co., Amsterdam, 1960.
7. Журавлев В.Н., Жуковицкий И.В. Анализ девиации частоты фонации при демодуляционной обработке речевого сигнала // Вісник Дніпропетровського національного університету залізничного транспорту. – 2006. – №11. – С. 67 – 72.
8. Фланаган Дж. Анализ, синтез и восприятие речи: Пер. с англ./ Под ред. А.А. Пирогова. – М. Связь. 1968. – с. 396.
9. Цвикер Э., Фельдкеллер Р. Ухо как приемник информации. /Пер. с нем. под ред. Б.Г. Белкина. – М. - Связь - 1971. – с. 225.
10. Психоакустические аспекты восприятия речи. Механизмы деятельности мозга / Под. ред. Н.П. Бехтеревой. — М. Наука. - 1988. – с. 504.
11. Найда С.А. Объективная аудиометрия на основе формулы среднего уха – новый метод исследования и дифференциальной диагностики слуха. Электроника и связь. – 2004. – №23 – С. 66–70.
12. Вемян Г.В. Передача речи по цепям электросвязи. – М. Радио и связь. - 1985. – с. 272.

Получено 01.04.2007 г.