

## ОБ УСТОЙЧИВОСТИ ПОЛОЖЕНИЯ РАВНОВЕСИЯ ВВОДИМОГО ПРОТЕЗА ПРИ РЕКОНСТРУКЦИИ СРЕДНЕГО УХА

Михасев Г. И., Ермоченко С. А.

*The reconstructed middle ear consisting of a thin annular plate made from cartilage, the intact stapes, and a T-type prosthesis replacing the malleus-incus chain is considered. The first problem is to calculate the initial pretension that can be generated by prosthesis longer than the distance between the stapes head and the eardrum. The second one is to investigate possible stable and unstable positions of the prosthesis after its inserting.*

### Введение

Среднее ухо человека является сложнейшей механической колебательной системой. Повреждения мембраны, а также ограниченная подвижность цепи косточек, вызванная отосклерозом и другими заболеваниями, может приводить к значительному снижению порога акустической восприимчивости или к полной потере слуха. В ряде случаев, с целью устранения патологических изменений или механических повреждений, в оториноларингологии прибегают к частичной или полной реконструкции среднего уха [1]. Объем реконструкции зависит от степени повреждения каждого составляющего элемента колебательной системы среднего уха. Классификация используемых на практике реконструктивных операций приведена в работах [1-3].

В настоящей работе рассматривается случай частичной реконструкции [1, 4], когда барабанная перепонка замещается искусственной мембраной, изготовленной из хряща [5], а вместо поврежденной цепи косточек «молоточек-наковальня» вводится Т-образный протез (рис. 1).

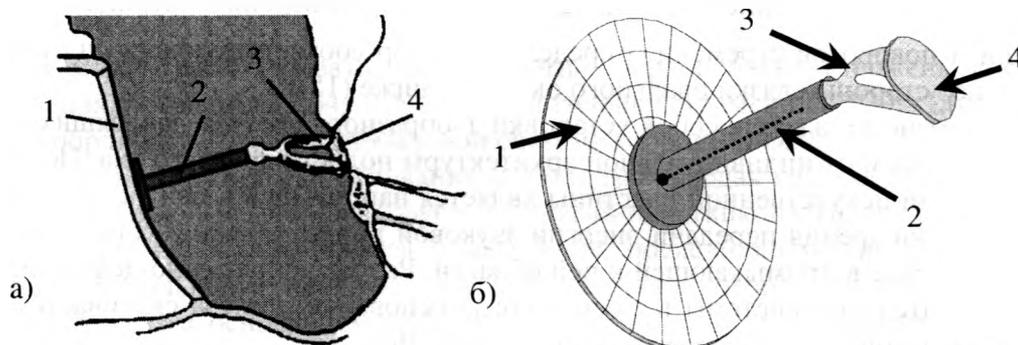


Рис. 1. Реконструированное среднее ухо: а) поперечное сечение, б) геометрическая модель.

1 - восстановленная мембрана, 2 - Т-образный протез, 3 - стремя, 4 - основание стремени, овальное окно

Характеристики данной колебательной системы, определяющие качество слуха оперированного больного, сильно зависят как от параметров вводимого протеза [1], так и от техники протезирования. Так выбор длины Т-образного протеза, замещающего звено «молоточек-наковальня», определение угла наклона стержня протеза к его основанию, а также места его крепления к барабанной перепонке сильно влияют на напряжения, возникающие в пластинке, моделирующей мембрану, в связке овального окна, а также в сочленении «протез-стремя» [6]. Значительные напряжения могут сильно исказить спектр собственных частот восстановленной колебательной системы, изменяя тем самым порог восприимчивости падающей акустической волны [7]. Одной из задач, возникающих при реконструкции среднего уха, является выбор оптимальных параметров протеза, обеспечивающих, с одной стороны устойчивое положение протеза, а с другой стороны – минимум начальных напряжений, обусловленных введением протеза.

Целью данной работы является исследование влияния параметров протеза на начальные усилия в соединении «протез-стремя», а также на устойчивость его положения. Рассматривается случай эксцентричного соединения основания Т-образного протеза с восстановленной мембраной.

### Геометрическая модель колебательной системы

Здесь предлагается упрощенная модель реконструированного среднего уха. Восстановленная колебательная система состоит из круглой пластины, изготовленной из хряща и заменяющей барабанную перепонку, а также двух шарнирно соединенных между собой стержней. Первый стержень, жестко скрепленный с пластиной, моделирует Т-образный протез, замещающий цепь косточек «молоточек-наковальня», а второй – стременистую косточку.

Основание стремени представляет собой жесткую пластинку, которая крепится при помощи связок овального окна к костной ткани. Жесткостные свойства связок были изучены в работе [8] и описываются матрицей:

$$C_{RB} = c_{ref} \begin{bmatrix} 51,4 & -0,24 & -1,37 & 0,04 & 9,66 & 0,35 \\ -0,24 & 49,2 & -0,6 & -7,87 & -1,01 & -8,4 \\ -1,37 & -0,6 & 27,8 & 0,37 & 17,1 & 0,96 \\ 0,04 & -7,87 & 0,37 & 8,29 & 0,58 & 2,6 \\ 9,66 & -1,01 & 17,1 & 0,58 & 29,7 & 1,6 \\ 0,35 & -8,4 & 0,96 & 2,6 & 1,6 & 12,9 \end{bmatrix}, \quad (1)$$

где коэффициент  $c_{ref}$  может варьироваться от  $0,035 \text{ Н} \cdot \text{мм}^{-1}$  до  $0,05 \text{ Н} \cdot \text{мм}^{-1}$ . В данной работе принято среднее значение  $c_{ref} = 0,0425 \text{ Н} \cdot \text{мм}^{-1}$ . Произведение матрицы (1) на вектор перемещений и поворотов стремени определяет вектор соответствующих сил и моментов, возникающих со стороны связки овального окна (см. ниже (15)).

Существует несколько способов установки Т-образного протеза, зависящих как от степени патологии, так и от индивидуальной архитектуры полости среднего уха. Поскольку амплитуда колебаний искусственной пластины является наибольшей в центре, то наиболее оптимальным с точки зрения передачи энергии звуковой волны является установка протеза в центре пластины или в примыкающей к ней области. Расчет напряженно-деформированного состояния колебательной системы в случае, когда основание протеза склеивается с восстановленной мембраной в ее центре выполнен в работе [9].

На рис. 1 показан Т-образный протез, ось которого перпендикулярна его основанию. Подобный вариант установки протеза является, возможно, наиболее оптимальным с точки зрения его устойчивости, однако он предполагает значительный отвод стремени от исходного положения, что приводит к появлению больших напряжений в связке овального окна, а также усилия в шарнирном соединении «протез-стремя» [6]. В данной работе рассматривается другой вариант реконструкции, когда ось протеза наклонена к его основанию под некоторым углом (inclined position, см. [1]).

Физические и геометрические параметры пластины, моделирующей барабанную перепонку, стремени и протеза, а также способы введения систем координат взяты из работ [8, 10].

Восстановленная барабанная перепонка рассматривается как однородная круглая изотропная пластинка толщиной  $h$  и радиуса  $a$ . Модуль Юнга материала пластины обозначим через  $E$ , а коэффициент Пуассона – через  $\sigma$ . Протез моделируется как абсолютно твердый Т-образный стержень, основанием которого является абсолютно твердая круглая пластинка радиуса  $b$ . Ось протеза (стержня) наклонена к плоскости основания под некоторым углом  $\theta_k$ .

Длина стержня протеза  $l_p$  является варьируемой величиной. Минимальная его длина  $l_{\min}$  равна расстоянию от точки установки протеза до головки стремени, находящегося в нормальном (ненапряженном) состоянии. При установке протеза в центр пластинки  $l_{\min} = 4,358$  мм. Максимальная длина стержня протеза не превышает минимальную более чем на 0,5 – 1 мм.

Введем глобальную ортогональную систему координат  $Oxyz$ , поместив начало координат в центр недеформированной пластинки (см. рис. 2), и направив ось  $Oz$  перпендикулярно ее плоскости. Обозначим через  $\varphi_p$  угол между осью  $Ox$  и проекцией оси протеза на его основание. Во введенной системе координат обозначим через  $x_p, y_p$  координаты точки  $O_p$  – центра основания протеза.

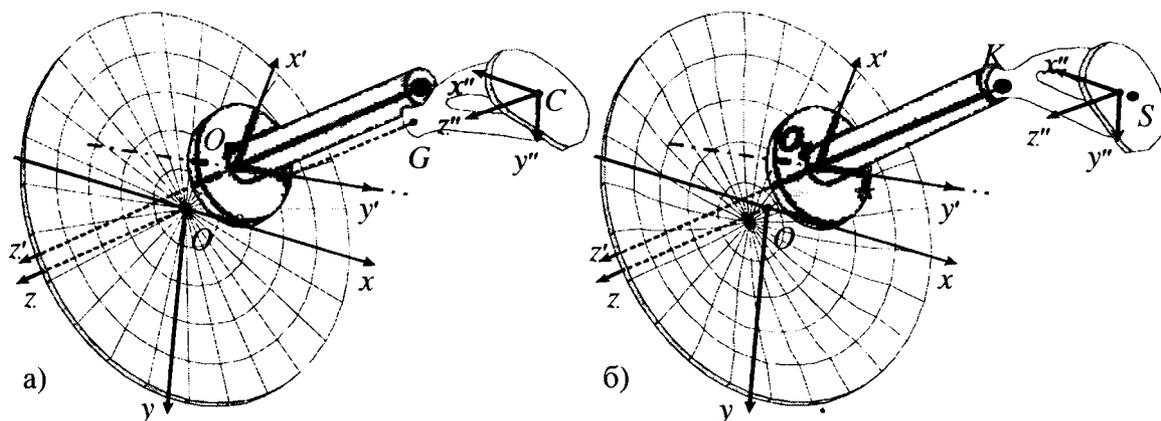


Рис. 2. Схема реконструированного среднего уха: а) до анкирования протеза на головку стремени; б) после анкирования протеза на головку стремени

Стремя можно рассматривать как абсолютно твердое тело – стержень, соединяющий центр основания стремени  $C(3,64; -1,50; -6,50)$  и головку стремени  $G(2,29; -1,65; -3,32)$ . Здесь приведены координаты (в мм), в глобальной системе координат  $Oxyz$ .

При установке протеза его основание (абсолютно твердая круглая пластинка) склеивается с восстановленной мембраной (круглой упругой пластинкой). Предполагая жесткий характер склеивания основания протеза и мембраны, последнюю можно рассматривать как эксцентрическую кольцевую круглую упругую пластинку, которая сопряжена по внутреннему контуру с круглым основанием протеза. Вторым концом протез анкируется на головку стременной косточки (в точке  $G$ ). После установки протеза его основание прогибает упругую кольцеобразную пластинку и отводит стременную косточку в некоторое новое положение, так что точки  $G$  и  $C$  занимают положение  $K$  и  $S$ , соответственно (см. рис. 2б). В результате чего протез также совершит некоторое перемещение относительно выбранной глобальной системы координат. Обозначим через  $w_p$  поступательное перемещение протеза вдоль оси  $Oz$ , а через  $\theta_p$  – угол поворота основания протеза вокруг некоторой оси  $O_p y'$ , лежащей в плоскости основания стремени (см. рис. 2). Пусть  $O_p x' y' z'$  – новая ортогональная система координат, а  $\varphi_r$  – угол между осями  $Oy$  и  $O_p y'$ .

Для определения сил и моментов, действующих на стременную косточку со стороны связок овального окна, удобно ввести систему координат  $Sx''y''z''$ , связанную с центром основания стремени  $S$  в его исходном положении (см. рис. 2а). Формулы перехода от глобальной системы координат  $Oxyz$  к  $Sx''y''z''$  приведены в работе [8]. Пусть  $(x_k, y_k, z_k)$  – координаты

наты точки  $K$  в системе координат  $Oxyz$ , а  $(x_s, y_s, z_s)$  – координаты точки  $S$  относительно  $Sx''y''z''$ .

Считаем, что в точке  $K(x_k, y_k, z_k)$  выполняется условие шарнирного соединения протеза и стремени. Пусть  $F_k$  – сила, возникающая в данном соединении. Обозначим через  $X_k, Y_k, Z_k$  ее компоненты в системе  $Oxyz$ .

Введенные параметры  $w_p, \theta_p, \varphi_r, X_k, Y_k, Z_k, x_s, y_s, z_s$  однозначно определяют напряженно-деформированное состояние системы после установки протеза.

### Уравнения равновесия

В связи с тем, что поворот протеза происходит вокруг оси  $O_p y'$ , сила  $F_k$  должна лежать в плоскости  $O_p x' z'$ . Это условие записывается как

$$Y_k \cos \varphi_r - X_k \sin \varphi_r = 0. \quad (2)$$

Стремя рассматривается как абсолютно твердое тело, поэтому его длина  $l_s$  после введения протеза остается неизменной:

$$\sqrt{(x_k'' - x_s'')^2 + (y_k'' - y_s'')^2 + (z_k'' - z_s'')^2} = l_s, \quad (3)$$

где  $(x_k'', y_k'', z_k'')$  – координаты точки  $K$  в системе координат  $Sx''y''z''$ .

Введем нормальный прогиб пластинки  $w(r, \varphi)$  в полярной системе координат, связанной с  $O_p x' y' z'$ . В классической постановке функция  $w(r, \varphi)$  должна удовлетворять уравнению

$$\Delta^2 w = 0, \quad (4)$$

где  $\Delta$  – оператор Лапласа в полярной системе координат.

На внутренней границе примем условия жесткой заделки:

$$w|_{r=b} = w_p + b \cos \varphi \operatorname{tg} \theta_p, \quad \left. \frac{\partial w}{\partial r} \right|_{r=b} = \cos \varphi \operatorname{tg} \theta_p. \quad (5)$$

По внешнему контуру барабанная перепонка граничит с волокнисто-хрящевым (мембранным) кольцом [8], упругие свойства которого непостоянны по периметру [10] и могут колебаться у каждого человека. Рассмотрим на внешнем контуре условия упругой заделки:

$$k_{st} w|_{r=\Gamma} = Q_l|_{r=\Gamma}, \quad k_{st} \left. \frac{\partial w}{\partial r} \right|_{r=\Gamma} = M_l|_{r=\Gamma}, \quad (6)$$

где

$$Q_l = D \frac{\partial}{\partial r} \left( \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \varphi^2} \right), \quad M_l = D \left( \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{\sigma}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{\sigma}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \varphi^2} \right) \quad (7)$$

– перерезывающая сила и изгибающий момент в пластине, приходящиеся на единицу длины дуги,  $D = E h^3 / [12(1 - \sigma^2)]$  – цилиндрическая жесткость пластины, значения коэффициентов  $k_{st}$  и  $k_{st}$  могут варьироваться [10]. Для простоты нами рассмотрены усредненные значения  $k_{st} = 7,5 \cdot 10^4 \text{ Н} \cdot \text{м}^{-2}$  и  $k_{st} = 6,5 \cdot 10^{-5} \text{ Н}$ .

Уравнение внешней границы  $\Gamma$  в полярной системе координат с центром в точке  $O_p$  имеет вид:

$$r = \Gamma(\varphi) = \sqrt{a^2 - \delta_p^2 \sin^2(\varphi + \varphi_r - \varphi_p)} - \delta_p \cos(\varphi + \varphi_r - \varphi_p), \quad (8)$$

$$\delta_p = \sqrt{x_p^2 + y_p^2}, \quad \cos \varphi_p = x_p / \delta_p, \quad \sin \varphi_p = y_p / \delta_p.$$

Считаем, что центр основания протеза (точка  $O_p$ ) находится на относительно малом расстоянии от центра восстановленной мембраны (точка  $O$ ), так что параметр  $\mu = \delta_p / a$  можно считать малым. Разложим функцию (8) в ряд по степеням малого параметра  $\mu$ :

$$r = a \left[ 1 - \mu \cos(\varphi + \varphi_r - \varphi_p) - \mu^2 \left( \frac{1}{4} - \frac{1}{4} \cos 2(\varphi + \varphi_r - \varphi_p) \right) + O(\mu^3) \right]. \quad (9)$$

Решение уравнения (4) будем искать в виде асимптотического разложения по степеням  $\mu$ , представив каждый член данного разложения в виде ряда Фурье:

$$w(r, \varphi) = \sum_{i=0}^{\infty} \mu^i w_i(r, \varphi), \quad (10)$$

$$w_i(r, \varphi) = w_i^0(r) + \sum_{k=1}^{\infty} [w_{ik}^c(r) \cos k(\varphi + \varphi_r - \varphi_p) + w_{ik}^s(r) \sin k(\varphi + \varphi_r - \varphi_p)].$$

Подстановка данного разложения в уравнение, (4) с учетом граничных условий (5), (6) и асимптотического представления внешней границы (9), позволяет найти неизвестные функции  $w_i^0(r)$ ,  $w_{ik}^c(r)$ ,  $w_{ik}^s(r)$ . Аналитические представления последних ввиду их громоздкости здесь не приводятся.

Подставляя найденное решение (10) в (7) и интегрируя по всему контуру  $r = b$ , получаем равнодействующие перерезывающей силы, изгибающего момента и момента перерезывающей силы, действующих со стороны пластины на основание протеза:

$$Q = -2 \pi b D [c_1 w_p + \mu c_2 \operatorname{tg} \theta_p \cos(\varphi_r - \varphi_p)],$$

$$M = -\pi b D [c_3 \operatorname{tg} \theta_p + \mu c_4 w_p \cos(\varphi_r - \varphi_p) + \mu^2 c_5 \operatorname{tg} \theta_p + \mu^2 c_6 \operatorname{tg} \theta_p \cos 2(\varphi_r - \varphi_p)], \quad (11)$$

$$M_Q = -\pi b^2 D [c_7 w_p + c_8 \mu \operatorname{tg} \theta_p \cos(\varphi_r - \varphi_p) + \mu^2 c_9 w_p \cos 2(\varphi_r - \varphi_p)].$$

Здесь  $c_j$  ( $j = 1, \dots, 9$ ) – константы, определяемые из граничных условий (ввиду громоздкости не выписаны).

Тогда условия равновесия протеза примут вид:

$$(X_k \cos \varphi_r + Y_k \sin \varphi_r) \sin \theta_p - Z_k \cos \theta_p - Q = 0, \quad (12)$$

$$I_p [(X_k \cos \varphi_r + Y_k \sin \varphi_r) (\cos \theta_k \cos(\varphi_k - \varphi_r) \sin \theta_p - \sin \theta_k \cos \theta_p) - Z_k (\cos \theta_k \cos(\varphi_k - \varphi_r) \cos \theta_p + \sin \theta_k \sin \theta_p)] + M + M_Q = 0. \quad (13)$$

Здесь уравнения (12) и (13) выражают условия равенства нулю главного вектора всех сил и главного момента, соответственно, действующих на протез со стороны кольцевой пластинки и стременной косточки.

Запишем теперь условия равновесия стремени. Положение стремени, с точностью до поворота вокруг оси  $Cz''$  определяется координатами  $(x_s, y_s, z_s)$  точки  $S$  и углами поворота основания стремени  $\alpha_x$  и  $\alpha_y$  вокруг осей  $Cx''$  и  $Cy''$ , соответственно.

Параметры  $\alpha_x$  и  $\alpha_y$  легко находятся по формулам

$$\begin{aligned}\sin \alpha_x &= \frac{(y_g - y_c)(z_k'' - z_s) - (z_g - z_c)(y_k'' - y_s)}{(y_g - y_c)^2 + (z_g - z_c)^2}, \\ \sin \alpha_y &= \frac{(x_g - x_c)(z_k'' - z_s) - (z_g - z_c)(x_k'' - x_s)}{(x_g - x_c)^2 + (z_g - z_c)^2},\end{aligned}\quad (14)$$

где  $x_g, y_g, z_g$  – ранее приведенные координаты точки  $G$  в глобальной системе координат.

Компоненты равнодействующих сил и моментов (в системе координат  $Sx''y''z''$ ), действующих на основание стремени косточки со стороны связок овального окна, определяются по формуле (1):

$$(F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z)^T = C_{RB} (x_s, y_s, z_s, \alpha_x, \alpha_y, 0)^T. \quad (15)$$

Тогда уравнения равновесия стремени примут вид:

$$\begin{aligned}F_x - X_k'' &= 0, & F_y - Y_k'' &= 0, & F_z - Z_k'' &= 0, \\ M_x + y_k'' Z_k'' - z_k'' Y_k'' &= 0, & M_y + z_k'' X_k'' - x_k'' Z_k'' &= 0,\end{aligned}\quad (16)$$

где  $X_k'', Y_k'', Z_k''$  – компоненты вектора  $F_k$  в системе координат  $Sx''y''z''$ .

Система уравнений (2), (3), (12), (13), (16) является замкнутой относительно неизвестных  $w_p, \theta_p, \varphi_r, X_k, Y_k, Z_k, x_s, y_s, z_s$ , которые однозначно определяют статическое напряженно-деформированное состояние реконструированной колебательной системы среднего уха. Следует заметить, что полученные уравнения являются нелинейными и могут допускать (в зависимости от соотношения входящих в задачу параметров) множество решений. Очевидно, что в том случае, когда длина протеза лишь незначительно превышает минимально возможную величину  $l_{\min}$ , уравнения равновесия допускают линеаризацию. Решения линеаризованных уравнений будут соответствовать устойчивому положению системы в окрестности ее исходного положения (до введения протеза).

Если же длина протеза достаточно велика, то все перемещения и повороты колебательной системы могут быть значительными. В этом случае среди найденных решений нелинейных уравнений равновесия возможны такие, которые соответствуют неустойчивому положению системы.

Для определения устойчивого положения протеза были выполнены расчеты потенциальной энергии системы:

$$U = U_1 + U_2, \quad (17)$$

где

$$U_1 = \frac{D}{2} \int_0^{2\pi} \int_b^{\Gamma(\varphi)} \left( \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \varphi^2} \right)^2 r dr d\varphi \quad (18)$$

есть потенциальная энергия деформированной пластины, а

$$U_2 = \frac{1}{2} (F_x x_s + F_y y_s + F_z z_s + M_x \alpha_x + M_y \alpha_y) \quad (19)$$

– потенциальная энергия деформирования связок овального окна.

### Численные расчеты

Для различных значений геометрических параметров вводимого протеза были найдены решения разрешающих уравнений, соответствующие как устойчивому, так и неустойчивому положению равновесия системы. Среди возможных решений практический интерес представляют те решения, для которых потенциальная энергия реконструированной системы среднего уха минимальна. Установлено, что при введении протеза с длиной, превышающей минимальную более чем на 1 мм, потенциальная энергия системы не удовлетворяет требованию локального минимума, что говорит о том, что система будет находиться в неустойчивом положении.

На рис. 3 представлен график зависимости модуля силы  $F_k$ , возникающей в шарнирном соединении «протез-стремя», от приращения длины протеза  $\Delta l_p$  для различных вариантов установки протеза (в зависимости от параметра  $\mu$  и угла  $\varphi_p$ , характеризующих положение точки  $O_p$ ). Кривые на рис. 3а соответствуют тому случаю, когда центр  $O_p$  основания протеза крепится с восстановленной мембраной по линии, совпадающей с кривой сопряжения рукоятки молоточка (*malleus manubrium*) с мембраной, а графики на рис. 3б – случаю, когда точка  $O_p$  находится между линией «*malleus manubrium*» и проекцией головки стремени (точка  $G$ ) на мембрану. Во всех случаях вычисления выполнялись при следующих значениях геометрических и физических параметров системы:  $a = 5$  мм,  $b = 1,5$  мм,  $h = 0,15$  мм,  $E = 3,3 \cdot 10^5$  Па,  $\sigma = 0,4$ . Значение угла  $\theta_k$  (угла наклона оси протеза к плоскости его основания) выбиралось таким образом, чтобы при минимальной длине протеза его конец совпадал с головкой стремени, находящегося в нормальном состоянии.

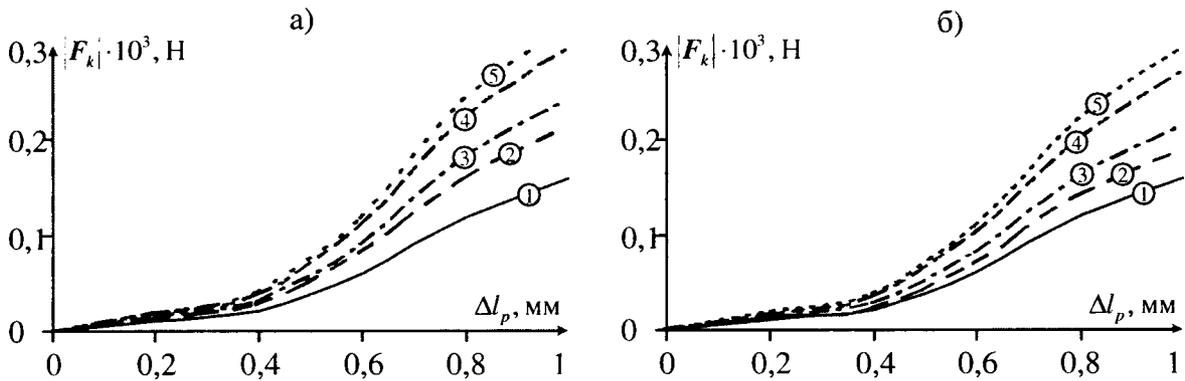


Рис. 3. Графики зависимости модуля силы  $F_k$  от  $\Delta l_p = l_p - l_{\min}$ : а)  $\varphi_p = -\pi/2$ , б)  $\varphi_p = -0,298$ .

1 –  $\mu = 0$ , 2 –  $\mu = 0,02$ , 3 –  $\mu = 0,04$ , 4 –  $\mu = 0,06$ , 5 –  $\mu = 0,08$ .

Кривые на рис. 3 указывают на линейный характер зависимостей величины силы  $F_k$  от приращения длины протеза при малых  $\Delta l_p < 0,4$  мм. При увеличении длины протеза на 0,4 – 0,5 мм сверх минимальной, сила в шарнирном соединении значительно возрастает, что объясняется конечными перемещениями протеза и стремени косточки. При этом зависимость силы от приращения  $\Delta l_p$  становится более заметной при увеличении параметра  $\mu$ , то есть при удалении центра основания протеза от центра восстановленной мембраны.

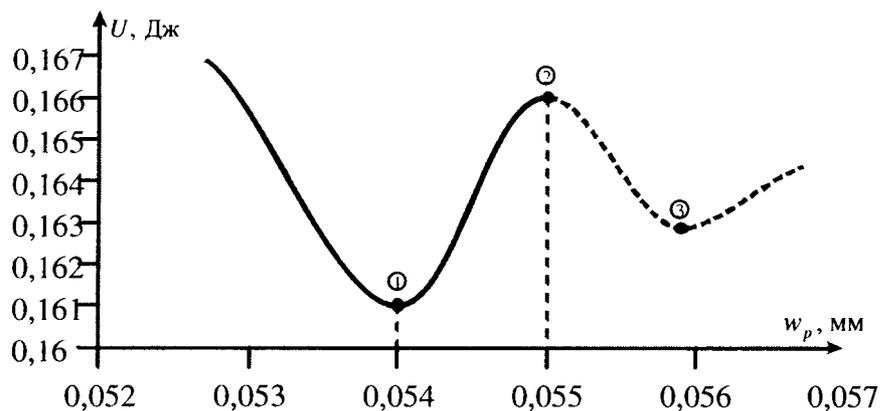


Рис. 4. Потенциальная энергия колебательной системы реконструированного среднего уха:  
 1 – устойчивое положение, 2 – неустойчивое положение, 3 – предполагаемое второе устойчивое положение.

Для более точных расчетов напряженно-деформированного состояния колебательной системы при конечных перемещениях составляющих ее элементов необходимо также рассмотрение деформаций пластинки в нелинейной постановке. Укажем также на влияние стремной мышцы на конфигурацию всей системы при значительных поворотах и перемещениях стремной косточки.

Анализ потенциальной энергии системы (см. рис. 4), показал, что при увеличении длины протеза на 0,5 мм и более сверх минимальной, разрешающие уравнения допускают несколько решений. В расчетах данной работы количество решений не превышало двух (они соответствуют точкам 1 и 2 на рис. 4). Однако, при рассмотрении уравнения пластины в нелинейной постановке, возможно появление смежных положений устойчивого равновесия (точка 3 на рис. 4) с более высоким уровнем потенциальной энергии, чем в точке 1.

### Выводы

В работе предложен метод расчета напряженно-деформированного состояния реконструированной колебательной системы среднего уха после установки Т-образного протеза, замещающего звено косточек «молоточек-наковальня». Рассмотрен случай, когда ось протеза наклонена к плоскости его основания под острым углом, а центр основания протеза находится вблизи центра восстановленной мембраны. Исследовано влияние длины протеза и его положения на усилие  $F_k$ , возникающее в шарнирном соединении протеза с головкой стремной косточки. Установлено, что при малых значениях приращения длины протеза ( $\Delta l_p < 0,4$  мм) зависимость «сила – длина протеза» носит линейный характер. Дальнейшее увеличение длины протеза приводит к значительному (нелинейному) возрастанию силы  $F_k$ .

Обнаружено также, что кроме устойчивого положения равновесия протеза, соответствующего минимальному значению потенциальной энергии колебательной системы, возможны и другие положения равновесия. При этом ближайшее смежное положение равновесия является неустойчивым, ибо потенциальная энергия системы в данном положении имеет локальный максимум. Указывается также на возможные смежные устойчивые положения равновесия системы с более высоким уровнем потенциальной энергии. Таким образом, представляется крайне важным при хирургической реконструкции выбор оптимальной длины протеза, а также его ориентации, с учетом индивидуальной архитектуры среднего уха, при которых конфигурация всей системы в момент введения протеза занимает положение как можно близкое к устойчивому положению с наименьшим уровнем энергии.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Huttenbrink, K.-B. Mechanical aspects of middle ear reconstruction / K.-B. Huttenbrink // *Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery / Dept. of Oto-Rhino-Laryngology of Univ. of Technology*; ed. by K.-B. Huttenbrink. – Dresden, 1997. – P. 165-168.
2. Ситников, В.П. Щадящий вариант функциональной стапедопластинки при отосклерозе / В.П. Ситников, А.Б. Бизунков // *Здравоохранение*. – 1997. – №7. – С. 50-51.
3. Sitnikov, V.P. Ossiculoplastz in patients with chronic purulent otitis media / V.P. Sitnikov, A. Kaushic // *Proc. Int. Otorhinolaryng Congress*. – Bratislava, 1998. – P. 84.
4. Jahnke, K. Missing handle of malleus: reinforcement of the tympanic membrane / K. Jahnke, B. Leieberum, W. Kuhn // *Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery / Dept. of Oto-Rhino-Laryngology of Univ. of Technology*; ed. by K.-B. Huttenbrink. – Dresden, 1997. – P. 197-199.
5. Assesment of vibration characteristics of different cartilage reconstruction techniques for the tympanic membrane using scanning laser vibrometry / D. Murbe [et al.] // *The function and Mechanics of Normal, Diseased and Reconstructed Middle Ear / Kugler Publication*; ed. by J.J. Rosowski, S.N. Merchant. – Hague, 2000. – P. 321-329.
6. Mikhasev, G. Calculation of the strain-stress state of the reconstructed middle ear after inserting a malleus-incus prosthesis / G. Mikhasev, S. Ermochenko, M. Bornitz // *Journal of Biomechanics, Abstracts of the 5th World Congress of Biomechanics, Munich, Germany, 29 Jul. – 4 Aug. 2006*. – 2006. – Vol. 39, Suppl. 1 – P. S389.
7. On the coupling of prosthesis to the middle ear structure and its influence on sound transfer / A. Eiber [et al.] // *The Function and Mechanics of Normal, Diseased and Reconstructed Middle Ear / Kugler Publication*; ed. by J. J. Rosowski, S.N. Merchant. – Hague, 2000. – P. 297-308.
8. Modeling of Components of the Human Middle Ear and Simulation of Their Dynamic Behavior / H.-J. Beer [et al.] // *Audiol Neurootol*. – 1999. – № 4. – P. 156-162.
9. Михасев, Г.И. О простейшей модели расчета напряженно-деформированного состояния колебательной системы реконструированного среднего уха / Г.И. Михасев, С.А. Ермоченко, В.П. Ситников // *Вестн. Віцебскага дзярж. ун-та*. – 2004. – №4(34). – С. 97-102.
10. Wada, H. Three-Dimentional Finite-Element Method Analysis of the Human Middle Ear / H. Wada, T. Koite, T. Kobayashi // *Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery / Dept. of Oto-Rhino-Laryngology of Univ. of Technology*; ed. by K.-B. Huttenbrink. – Dresden, 1997. – P. 76-81.