

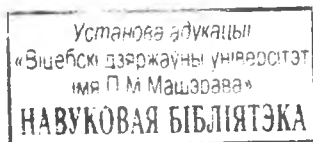
БЕЛОРУССКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ

ДК 539.3, 531

ЕРМОЧЕНКО
Сергей Александрович

НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ
КОЛЕБАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ
РЕКОНСТРУИРОВАННОГО СРЕДНЕГО УХА

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук
по специальностям
01.02.04 – Механика деформируемого твердого тела,
01.02.08 – Биомеханика



Минск, 2011

Работа выполнена в учреждении образования «Витебский государственный университет им. П. М. Машерова»

Научный руководитель **Михасев Геннадий Иванович**,
доктор физико-математических наук, профессор,
заведующий кафедрой био- и наномеханики
Белорусского государственного университета

Официальные оппоненты **Баур Светлана Михайловна**,
доктор физико-математических наук, профессор,
профессор кафедры теоретической и прикладной
механики Санкт-Петербургского государственного
университета;

Хвисевич Виталий Михайлович,
кандидат технических наук, доцент, заведующий
кафедрой сопротивления материалов и
теоретической механики УО «Брестский
государственный технический университет»

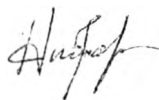
Оппонирующая организация УО «Белорусский государственный
технологический университет»

Защита состоится 9 декабря 2011 года в 14⁰⁰ часов на заседании совета по защите диссертации Д 02.05.07 при Белорусском национальном техническом университете по адресу: 220013, г. Минск, пр-т Независимости, 65, корп. 1, ауд., 202, тел. учёного секретаря 375-17-2922404.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Белорусского национального технического университета.

Автореферат разослан «__» ноября 2011 г.

Ученый секретарь совета
по защите диссертаций
кандидат физ.-мат. наук, доцент



Нифагин В. А.

ВВЕДЕНИЕ

Среднее ухо (СУ) человека представляет собой сложную колебательную систему, передающую энергию звуковой волны, воспринимаемой внешним ухом, во внутреннее ухо, где она преобразуется в нервные импульсы. Иногда СУ, как биомеханическая система, подвергается патологическим изменениям, вызванным механическими травмами или заболеваниями, в результате чего порог восприимчивости к звуковым сигналам существенно снижается. С целью устранения патологий и улучшения слуха в оториноларингологии часто прибегают к хирургической реконструкции, техника которого зависит от степени деструкции составляющих компонент среднего уха (барабанной перепонки, слуховых косточек). Наиболее сложным вариантом реконструкции, с точки зрения ее техники и клинических последствий, является тотальная реконструкция, предусматривающая тимпаноластику (реставрацию тимпанальной мембраны) и оссиклопластику (замену одной или нескольких косточек в звене «молоточек-наковальня-стремя»).

В большинстве исследований, посвященных моделированию реконструированного среднего уха (PCY), выполнен конечно-элементный анализ динамических характеристик в зависимости от техники реконструкции, но без учета начальных напряжений, обусловленных вводом протеза (Т. Koike, Н. Wada, Т. Kobayashi, Н.-J. Beer). Наличие начальных напряжений в тимпанальной мембране (ТМ) и связке овального окна является существенным фактором, влияющим на качество проводимого звукового сигнала. С одной стороны они необходимы для фиксации установленного протеза в полости СУ; с другой стороны, излишние напряжения могут приводить к заметному искажению спектра собственных частот колебательной системы PCY, а также к ограничению подвижности стремени или даже его люкации (А. Eiber). С учетом сказанного представляется актуальным построение математических моделей PCY и, на их основе, исследование напряженно-деформированного состояния (НДС) PCY в зависимости от техники тимпаноластики, типа и характеристик вводимого протеза. С практической точки зрения актуальность диссертации обусловлена необходимостью выработки простых рекомендаций по оптимальной технике реконструкции, предусматривающей тимпаноластику, обеспечивающую минимальный, но достаточный уровень начальных напряжений в PCY.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Связь работы с крупными научными программами (проектами) и темами

Диссертационная работа выполнена по заданию 4.09 «Моделирование среднего уха в норме и после его хирургической реконструкции, оптимизация

протезирования» в рамках Государственной комплексной программы научных исследований (ГКПНИ) «Механика» (сроки исполнения 2006–2007 гг., номер государственной регистрации в ГУ «БелИСА» 20062092 от 16.11.2006; сроки исполнения 2008–2010 гг., номер государственной регистрации в ГУ «БелИСА» 20081240 от 17.06.2008).

Цель и задачи исследования

Основная цель исследования – используя классическую теорию изотропных, а также анизотропных слоистых пластин определить напряжения, возникающие в тимпанальной мембране и других компонентах реконструированного среднего уха после введение протеза типа PORP при различных способах реконструкции тимпанальной мембраны; определить устойчивое положение равновесия реконструированного среднего уха, обеспечивающее минимальный уровень потенциальной энергии РСУ; выявить характер зависимости НДС РСУ от физических и геометрических параметров протеза, его ориентации в полости среднего уха, а также от характеристик хрящевых имплантатов, используемых при реконструкции ТМ.

В соответствии с поставленной целью в диссертационном исследовании решены следующие задачи:

- построены асимптотические и численные решения уравнений равновесия кольцевых изотропной и слоистой анизотропной пластинок с эксцентричным вырезом при заданных поступательных и вращательных перемещениях внутреннего недеформируемого контура;

- найдены асимптотические решения уравнений равновесия системы сопряженных кольцевых однослойной и двухслойной пластинок при заданном перемещении внутреннего контура;

- построены статические модели РСУ в случае тимпаноластики и установки протеза типа PORP, позволяющие находить параметры, характеризующие НДС колебательной системы;

- найдена потенциальная энергия колебательной системы РСУ для различных устойчивых и неустойчивых положений равновесия РСУ.

Объектом исследования является колебательная система СУ человека, подвергнутая тимпаноластике и оссиклопластике.

Предмет исследования – напряженно-деформированное состояние колебательной системы РСУ.

Положения, выносимые на защиту

Новыми результатами, выносимыми на защиту являются:

По специальности 01.02.04 – механика деформированного твердого тела:

- 1) Асимптотические решения уравнений равновесия изотропной кольцевой пластинки при заданном перемещении внутреннего недеформируемого контура, отличающиеся учетом эксцентриситетов кругового

выреза и внешнего эллиптического контура, а также наличием мембранных усилий в срединной поверхности пластинки, моделирующей реконструированную тимпанальную мембрану с использованием техники «*cartilage plate*».

2) Асимптотическое решение уравнения равновесия слоистой кольцевой пластинки при заданном перемещении внутреннего эксцентричного кругового контура, отличающееся учетом поперечных сдвигов в слоях пластинки, моделирующей реставрированную барабанную перепонку с использованием техники «*small island*».

3) Математическая модель равновесия деформированной барабанной перепонки, реконструированной с использованием техники «*large island*» и представляющей собой систему двух эксцентрично сопряженных кольцевых изотропных пластинок с произвольным гладким контуром сопряжения и различными геометрическими и физическими характеристиками.

По специальности 01.02.08 – биомеханика:

4) Биомеханические статические модели равновесия реконструированного среднего уха, состоящего из восстановленной барабанной перепонки (с использованием техник «*cartilage plate*», «*small island*» и «*large island*»), сопряженного с ней протеза типа PORP, замещающего звено «молоточек-наковальня», и стремени.

5) Обнаруженная множественность близких устойчивых и неустойчивых положений равновесия колебательной системы реконструированного среднего уха при тимпанопластике после установки протеза PORP, отличающаяся различным уровнем потенциальной энергии системы и, как следствие, различными нижними порогами резонансных частот.

6) Функциональные зависимости мембранных усилий барабанной перепонки, усилия в сочленении «протез-стремя», напряжений и деформаций в связке овального окна от геометрических и физических параметров хрящевго трансплантата и разности атмосферного давления и давления в полости среднего уха при различных вариантах хирургической реконструкции тимпанальной мембраны.

7) Установленные зависимости основных характеристик напряженно-деформированного состояния реконструированного среднего уха от геометрических параметров протеза PORP, места его установки на тимпанальной мембране и его ориентации в полости среднего уха, позволяющие выработать предоперационные рекомендации по выбору оптимальных размеров протеза и его ориентации, исключающих люксацию стремени.

Личный вклад соискателя

Все основные результаты, выносимые на защиту, получены соискателем лично. Научный руководитель Г. И. Михасев принимал участие в математической постановке задач и обсуждении полученных результатов, Л. Г. Петрова осуществляла консультации, подбор физических и геометрических параметров, а также анализ достоверности полученных результатов с точки зрения клинической практики. М. Бернитц (Дрезденский технический университет) провел эксперименты по определению жесткостных характеристик связки овального окна. Результаты, принадлежащие другим соавторам совместных научных исследований, не вошли в данную диссертационную работу.

Апробация результатов диссертации

Основные положения диссертационной работы докладывались на следующих международных и республиканских научных конференциях: международная научная конференция «ГАММ-2004» (Дрезден, Германия, 2004), международная научно-методическая конференция «Наука и образование в условиях социально-экономической трансформации общества» (Витебск, Беларусь, 2005), международная научная конференция по механике «Четвертые Поляховские чтения» (Санкт-Петербург, Россия, 2006), 5-й всемирный конгресс по биомеханике (Мюнхен, Германия, 2006), региональная научно-практическая конференция студентов, магистрантов и аспирантов «II Машеровские чтения» (Витебск, Беларусь, 2007), международная конференция «1st IMACS» (Пльзен, Чехия, 2007), XVI международная научно-техническая конференция «Прикладные задачи математики и механики» (Севастополь, Украина, 2008), IV Белорусский конгресс по теоретической и прикладной механике «Механика-2009» (Минск, Беларусь, 2009), X всероссийская конференция «Биомеханика 2010» (Саратов, Россия, 2010), международная научная конференция «ГАММ-2010» (Карлсруэ, Германия, 2010), международная конференция «COMPDYN 2011» (о. Корфу, Греция, 2011).

Опубликованность результатов диссертации

По теме диссертации опубликована 21 работа, в том числе: 5 в журналах, входящих в перечень научных изданий, рекомендованных для публикации ВАК общим объемом 6 авторских листов; 3 статьи в сборниках материалов конференций; 8 тезисов докладов на конференциях.

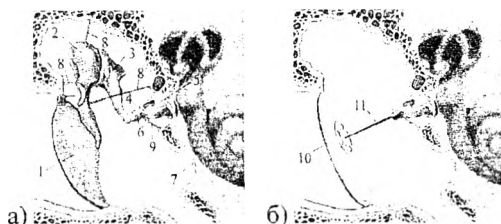
Структура и объем диссертации

Диссертационная работа состоит из оглавления, введения, общей характеристики работы, четырех глав, заключения, библиографического списка и двух приложений. Полный объем диссертации составляет 94 страницы. Работа содержит 1 таблицу на 1 странице, 25 иллюстраций на 12 страницах и

список использованных источников из 60 наименований (включая собственные публикации) на 8 страницах.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

В первой главе приведено строение колебательной системы среднего уха в норме (см. рис. 1а) как биомеханической системы, дано описание функциональных свойств и физиологических особенностей составляющих элементов СУ, а также механизма передачи звукового сигнала во внутреннее ухо. Дано описание возможных патологий и заболеваний, приводящих к необходимости хирургической реконструкции, приведена классификация техник реставрации барабанной перепонки, а также вариантов оссикюлопластики. Из всех возможных типов реконструктивной хирургии рассмотрены три техники тимпанопластики («*cartilage plate*», «*small island*» и «*large island*»), предусматривающие замену звена «молоточек-наковальня» в цепи слуховых косточек на протез типа PORP (рисунок 1б, 2а).



1 – тимпанальная мембрана; 2 – молоточек; 3 – наковальня; 4 – стремя; 5 – основание стремени; 6 – головка стремени; 7 – мембрана круглого окна; 8 – связки и мышцы, удерживающие молоточек; 9 – стременинная мышца; 10 – хрящевой имплантат; 11 – протез типа PORP

Рисунок 1 – Строение среднего уха в норме (а) и при реконструкции (б)

Рассмотрены возможные точки установки протеза типа PORP на тимпанальной мембране (см. рисунок 2б): точка O – центр ТМ; точка C_p («*posterior point*»); точка C_i («*interior point*»); средняя точка C_m на линии «*malleus manubrium*».

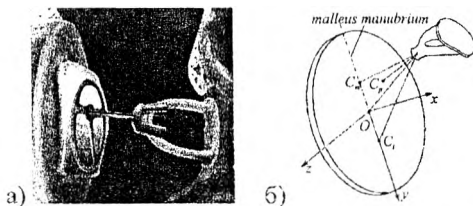
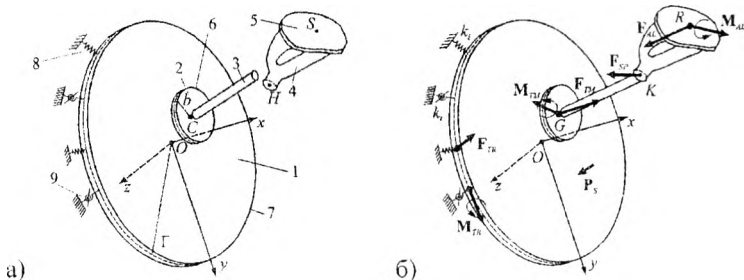


Рисунок 2 – Протез типа PORP (а) и различные точки его установки на ТМ (б)

Показано, что выполненные в диссертационной работе исследования являются актуальными и оригинальными.

Вторая глава посвящена построению математических моделей РСУ для различных вариантов реконструкции барабанной перепонки.

На рисунке 3 показана глобальная система координат $Oxuz$, связанная с центром реконструированной ТМ. Пусть C – центр основания титанового протеза типа PORP, S – центр основания стремени, H – головка стремени. Протез и стремя рассматриваются как абсолютно твердые тела и моделируются двумя недеформируемыми стержнями. Введение протеза в полость среднего уха и его анкирование на головку стремени вызывает деформацию связок овального окна и реконструированной ТМ. При этом точка S занимает новое положение R , а точка H перемещается в точку K . В соединении «протез-стремля» принимаются условия шарнирного соединения. На рисунке 3 через F_{TM} , M_{TM} обозначены главные векторы силы и момента, действующих на основание протеза со стороны ТМ, через F_{AL} , M_{AL} – главные векторы силы и момента, действующих на основание стремени со стороны связок овального окна, F_{TR} , M_{TR} – силы и моменты, действующие со стороны тимпанального кольца на реконструированную ТМ, F_{SP} – сила, возникающая в соединении «протез-стремля».



- 1 – реконструированная тимпанальная мембрана; 2 – основание протеза; 3 – протез;
 4 – стремя; 5 – основание стремени; 6 – внутренний контур тимпанальной мембраны;
 7 – внешний контур тимпанальной мембраны; 8 – линейные распределенные пружины;
 9 – торсионные распределенные пружины

Рисунок 3 – Геометрическая модель реконструированной ТМ и стремени до (а) и после анкирования (б) протеза на головку

С учетом принятых условий сопряжения ТМ моделируется как кольцевая круглая или овальная упругая пластинка, обладающая жесткостью на изгиб. В зависимости от техники реконструкции ТМ, рассматриваются различные модели деформирования барабанной перепонки.

В случае техники «*cartilage plate*» в качестве уравнений равновесия ТМ принимаются следующие уравнения, записанные в полярной системе координат (r, φ) , связанной с центром основания протеза С:

$$D\Delta^2 w = P_s, \quad (1)$$

$$2\left(\frac{\partial^2 u_1}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_1}{\partial r} - \frac{1}{r^2} u_1\right) + \frac{1-\nu}{r^2} \frac{\partial^2 u_1}{\partial \varphi^2} + \frac{1+\nu}{r} \frac{\partial^2 u_2}{\partial r \partial \varphi} + \frac{\nu-3}{r^2} \frac{\partial u_2}{\partial \varphi} = 0, \quad (2)$$

$$(1-\nu)\left(\frac{\partial^2 u_2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_2}{\partial r} - \frac{1}{r^2} u_2\right) + \frac{2}{r^2} \frac{\partial^2 u_2}{\partial \varphi^2} + \frac{1+\nu}{r} \frac{\partial^2 u_1}{\partial r \partial \varphi} - \frac{\nu-3}{r^2} \frac{\partial u_1}{\partial \varphi} = 0,$$

где u_1, u_2, w – тангенциальные и нормальное перемещения точек ТМ, D – цилиндрическая жесткость, P_s – разница между атмосферным давлением и давлением в полости среднего уха в послеоперационный период.

Если при реконструкции ТМ используется техника «*small island*», то для описания деформирования ТМ принимается теория слоистых анизотропных пластин Э. И. Григолоука, учитывающая относительные сдвиги слоев. Тогда, вместо уравнения (1) принимаются уравнения:

$$D\left(1 - \frac{\theta h^2}{\beta} \Delta\right) \Delta^2 \omega = P_s, \quad w = (1 - (h^2/\beta)\Delta)\omega, \quad (3)$$

где β, θ – параметры, учитывающие эффекты поперечных сдвигов, а ω – функция перемещений.

При реконструкции ТМ с использованием техники «*large island*», реконструированная барабанная перепонка рассматривается как система двух концентрически сопряженных однослойной и двухслойной кольцевых пластинок. В этом случае внешняя двухслойной пластинка, состоящая из хрящевого имплантата и остатков тканей барабанной перепонки, заменяется на однослойную пластинку с приведенными модулем Юнга и коэффициентом Пуассона. Для описания равновесия данной колебательной системы используются уравнения (1), (2) для двух пластинок с различными геометрическими и физическими параметрами.

Во всех случаях на тимпанальном кольце $r=\Gamma(\varphi)$ рассматриваются условия упругой заделки, а на контуре сопряжения ТМ с протезом – условия жесткой заделки. Приводится алгоритм построения решений уравнений (1)–(3) с соответствующими граничными условиями, согласно которому все неизвестные функции раскладываются в ряды Фурье по координате φ .

Уравнения равновесия протеза и стремени в векторной форме выражают равенство нулю главных векторов сил и моментов и имеют вид:

$$\mathbf{F}_{TM} + \mathbf{F}_{SP} = 0; \mathbf{M}_{TM} + \mathbf{r}_K \times \mathbf{F}_{SP} = 0; \mathbf{F}_{AL} + \mathbf{F}_{PS} = 0; \mathbf{M}_{AL} - \mathbf{r}_K \times \mathbf{F}_{SP} = 0. \quad (4)$$

где $\mathbf{F}_{AL}(f_{AL}^{\xi}; f_{AL}^{\eta}; f_{AL}^{\zeta})$ и $\mathbf{M}_{AL}(m_{AL}^{\xi}; m_{AL}^{\eta}; m_{AL}^{\zeta})$ определяются из уравнения физического состояния связки овального окна:

$$(f_{AL}^{\xi}; f_{AL}^{\eta}; f_{AL}^{\zeta}; m_{AL}^{\xi}; m_{AL}^{\eta}; m_{AL}^{\zeta})^T = C_{RB}(\xi_r; \eta_r; \zeta_r; \alpha_{\xi}; \alpha_{\eta}; \alpha_{\zeta}). \quad (5)$$

Здесь матрица C_{RB} определяет анизотропные свойства связки овального окна, найдена экспериментально (лаборатория оториноларингологии Дрезденского технического университета, М. Бернитц), ξ_r, η_r, ζ_r – координаты точки R , а $\alpha_{\xi}, \alpha_{\eta}, \alpha_{\zeta}$ – углы поворота стремени вокруг координатных осей.

Уравнения равновесия (4) являются нелинейными относительно перемещений и поворотов всех элементов РСУ и имеют несколько решений, соответствующих смежным устойчивым и неустойчивым положениям протеза. Для определения оптимальной конфигурации РСУ, соответствующей минимальному уровню напряжений, в рассмотрение введена потенциальная энергия РСУ:

$$\Pi_{RME} = \Pi_{AL} + \Pi_{TM} + \Pi_{TR}, \quad (6)$$

состоящая из потенциальной энергии Π_{TM} деформации ТМ, потенциальной энергии Π_{AL} деформирования связки овального окна, а также энергии Π_{TR} деформирования тимпанального кольца.

В третьей главе выполнен расчет напряжений и деформаций в РСУ в случае использования техники «cartilage plate» реконструкции ТМ. Здесь в качестве исходной рассматривается система уравнений (1), (2) в полярной системе координат с центром в точке C (см. рисунок 3).

На внешнем контуре $r=\Gamma(\varphi)$ (на тимпанальном кольце) формулируются условия упругой заделки:

$$(Q_n - k_l w)_{r=\Gamma(\varphi)} = (M_n - k_t \gamma_n)_{r=\Gamma(\varphi)} = u_n|_{r=\Gamma(\varphi)} = u_t|_{r=\Gamma(\varphi)} = 0, \quad (7)$$

где k_l и k_t – экспериментально найденные коэффициенты жесткости распределенных линейных и торсионных пружин, моделирующих тимпанальное кольцо (Wada H., Koike T., Kobayashi T., 1997), Q_n и M_n – обобщенные перерезывающие усилия и изгибающие моменты. На внутреннем

недеформируемом контуре $r = a$ (линии сопряжения ТМ и основания протеза) принимаются условия жесткой заделки, которые для перемещений u_1 , u_2 и w являются неоднородными условиями и зависят от перемещений и поворотов протеза в полости СУ. В частности, для нормального прогиба имеем:

$$w|_{r=a} = w_p + b \sin \theta_x \sin \theta_z \cos \varphi + b \sin \theta_x \cos \theta_z \sin \varphi, \quad (8)$$

где w_p – перемещение основания протеза в направлении оси Cz , а θ_x и θ_z – его повороты вокруг осей Cx и Cz соответственно.

Эффективность выполненной реконструктивной операции зависит от ряда факторов: характеристик имплантата, размеров вводимого протеза и его ориентации в полости СУ. В соответствии с данными конечно-элементного моделирования (Wada H., Koike T., Kobayashi T., 1997) коэффициент акустический проводимости звукового сигнала при оссикулопластике решительным образом зависит от места расположения протеза PORP на ТМ. В частности, показано, что наиболее оптимальным является расположение основания протеза, точки C , вблизи центра ТМ, точки O (см. рисунок 2 и 3). В диссертации вводятся два малых параметра: параметр μ_1 , характеризующий эксцентриситет тимпанального кольца (т.е. его близость к опорной окружности радиуса $r = a$), и параметр $\mu_2 = OC / a$, характеризующий эксцентриситет размещения основания протеза на ТМ. Рассматриваются два случая, когда а) $\mu_2 \ll 1$ и б) $\mu_2 \sim 1$.

В случае а) функция $r = \Gamma(\varphi)$, определяющая контур тимпанального кольца, раскладывается в ряд:

$$\Gamma(\varphi) = a \left(1 + \mu \sum_{k=1}^{\infty} [\gamma_k^c \cos k\varphi + \gamma_k^s \sin k\varphi] + o(\mu) \right), \quad (9)$$

где $\mu = \mu_1$ или $\mu = \mu_2$.

Здесь решения уравнений (1), (2) построены в виде асимптотических рядов по степеням малого параметра:

$$u_1 = u_1^0 + \mu u_1^1 + o(\mu), \quad u_2 = u_2^0 + \mu u_2^1 + o(\mu), \quad w = w^0 + \mu w^1 + o(\mu), \quad (10)$$

где u_1^i , u_2^i , w^i ($i = 0, 1, 2, \dots$) представлены рядами Фурье по окружной координате φ :

$$w^i = w_{j0}^i + \sum_{k=1}^{\infty} [w_k^{ic} \cos k\varphi + w_k^{is} \sin k\varphi], \quad u_j^i = u_{j0}^i + \sum_{k=1}^{\infty} [u_{jk}^{ic} \cos k\varphi + u_{jk}^{is} \sin k\varphi]. \quad (11)$$

В случае б) $\mu_2 \sim 1$ решения уравнений (1), (2) находились численно методом конечных разностей. Предложена методика численного интегрирования, основанная на неравномерном разбиении области ТМ (рисунок 4).

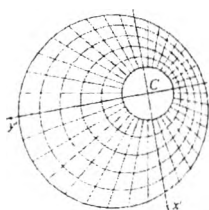
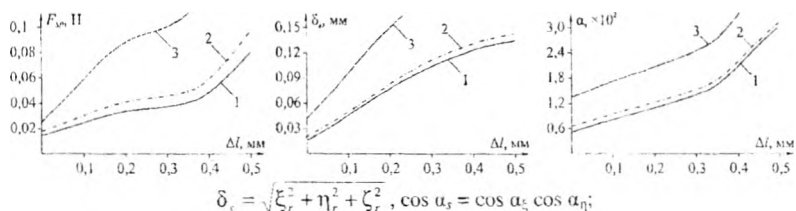


Рисунок 4 – Неравномерная конечноразностная сетка

На основании найденных асимптотических и численных решений уравнений (1), (2) определены усилия и моменты, действующие на протез со стороны ТМ. Подстановка последних в нелинейные уравнения (4) позволила найти искомые перемещения и повороты протеза и стремени, усилие F_{SP} в сочленении «протез-стремья», а также напряжения, возникающие в связке овального окна. Сравнение результатов вычислений, полученных двумя методами в случае, когда протез размещается на ТМ достаточно близко к ее центру ($\mu_2 = 0,05$) указывает на удовлетворительную точность асимптотического метода оценки НДС в РСУ (рисунок 5).



1 - асимптотический метод для $\mu = 0,05$; 2 - метод конечных разностей для $\mu = 0,05$;

3 - метод конечных разностей в точке C_m

Рисунок 5 – Анализ влияния длины протеза и места его установки на ТМ на НДС системы, выполненный с использованием асимптотического и численного методов

В диссертации выполнен всесторонний анализ зависимости НДС системы РСУ от места установки протеза на ТМ, размеров протеза (в частности, его длины), модуля упругости и толщины хрящевого имплантата, а также разности давлений во внешнем и среднем ухе. Установлено, что с увеличением параметра OC и при фиксированном значении приращения длины протеза Δl

усилия в сочленении «протез-стремя», а также напряжения в связке овального окна и ее деформации возрастают (см. рисунок 5). Показано также, что при наложении на тимпанальное кольцо хрящевых имплантатов с модулем Юнга, изменяющимся в пределах от 2,8 до 3,3 Н / мм² и толщиной 0,15 мм, установка протеза в окрестности точки C_m (или C_p) при неправильном подборе его длины (например, при $\Delta l > 0,4$ мм) может привести к люксации стремени, а в лучшем случае – к ограничению его подвижности. Как следствие выполненного анализа, сформулированы рекомендации, в соответствии с которыми, основание протеза следует размещать как можно ближе к центру реконструированной ТМ, адаптируя при этом форму и длину протеза к индивидуальным особенностям среднего уха пациента.

В диссертации впервые установлена множественность смежных близких положений равновесия РСУ, обусловленная, с одной стороны, анизотропией связки овального окна, а с другой стороны – нелинейностью уравнений равновесия (4) введенного протеза и стремени. Для анализа свойств конфигураций системы, соответствующих обнаруженным положениям равновесия, был выполнен расчет потенциальной энергии РСУ. Данный расчет (приведенный в таблице 1) указывает на наличие близких устойчивых и неустойчивых форм равновесия РСУ, соответствующих локальным минимуму и максимуму потенциальной энергии системы.

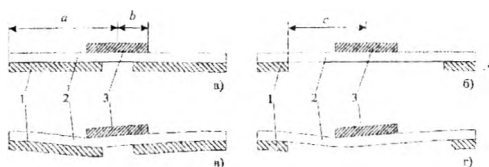
Таблица 1 – Потенциальная энергия системы Π_{RME} для различных состояний равновесия и параметры $w_p, \theta_\tau, F_{SP}, \delta_\tau = \sqrt{\xi_\tau^2 + \eta_\tau^2 + \zeta_\tau^2}, \cos \alpha_\tau = \cos \alpha_\xi \cos \alpha_\eta$

Состояние равновесия	$F_{SP}, Н$	$w_p, мм$	θ_τ	$\delta_\tau, мм$	α_τ	$\Pi_{RME}, Дж$
1-е, устойчивое	0,0735	0,054	0,0543	0,014	0,0403	0,0019
2-ое, неустойчивое	0,0792	0,052	0,0627	0,012	0,0415	0,0034
3-ос, устойчивое	0,0831	0,051	0,0695	0,008	0,0424	0,0022

Следствием выполненного энергетического анализа РСУ являются следующие выводы: а) рассмотренный вариант реконструкции СУ, предусматривающий тимпаноластику и оссиклопластику с установкой протеза PORP, замещающего звено «молоточек-наковальня», приводит к неоднозначности положения конфигурации РСУ; б) даже если хирург, завершая операцию, оставляет систему в устойчивом положении равновесия, соответствующем минимальному уровню напряжений, внезапное изменение давления (например, вызванное чиханием) может вызвать изменение всей конфигурации системы и, как следствие, искажение спектра собственных частот и звукопроводящих характеристик РСУ в целом.

В четвертой главе выполнен расчет НДС РСУ в случае частичного сохранения тканей ТМ. В зависимости от размеров остатков естественных

тканей ТМ применяются техники реконструкции «small island» или «large island» (см. рисунок 6).



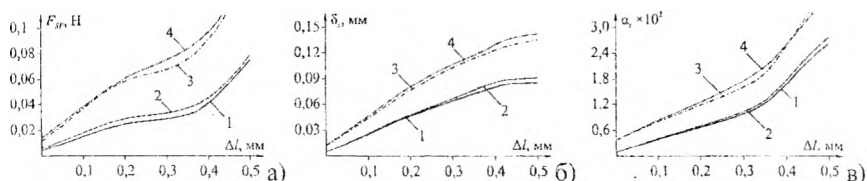
а), б) положение до деформации; в), г) положение после деформации
а), в) «small island»; б), г) «large island»

1 – остатки тимпанальной мембраны; 2 – хрящевой имплантат; 3 – основание протеза

Рисунок 6 – Реконструированная ТМ при наличии остатков естественных тканей барабанной перепонки (осевой разрез)

Техника реконструкции «small island» используется при незначительных повреждениях ТМ. Считая, что размеры поврежденной области меньше основания устанавливаемого протеза, реконструированная ТМ рассматривается как двухслойная пластинка (3), один слой которой – естественные ткани ТМ, второй – хрящевой имплантат. Граничные условия и метод решения аналогичны примененным ранее.

В диссертации показано (рисунок 7), что в интервале $0 \leq \Delta l \leq 0,175$ мм зависимость F_{sp} , δ_s , α_s от параметра Δl носит линейный характер, однако дальнейшее увеличение длины протеза делает эту зависимость нелинейной.



1, 3 – случай моделирования ТМ двухслойной пластиной с $\mu = 0$ и $\mu = 0,05$;

2, 4 – случай моделирования ТМ однослойной пластиной с приведенными модулем Юнга и коэффициентом Пуассона с $\mu = 0$ и $\mu = 0,05$

Рисунок 7 – Результаты расчетов для различных моделей реконструированной тимпанальной мембраны

Произведено сравнение результатов, полученных при моделировании ТМ двухслойной пластиной, с моделью, в которой ТМ рассматривалась как однослойная с приведенными характеристиками, аналогичными случаю двухслойной пластины. В результате можно сделать вывод о том, что учет поперечных сдвигов между естественными тканями ТМ и хрящевым

имплантатом начинает незначительно сказываться на НДС РСУ лишь при удлинении протеза $\Delta l > 0,3$ мм. При этом влияние поперечных сдвигов сильнее проявляется при установке протеза в центре ТМ, но и в этой точке поперечные сдвиги достаточно малы. Обусловлен такой результат большой жесткостью хрящевого имплантата по сравнению с жесткостью ТМ, вследствие чего именно его свойства в большей степени обуславливают физические свойства реконструированной ТМ.

Далее в диссертации рассматривается техника «*large island*», при которой размер поврежденной области ТМ достаточно велик. В этом случае реконструированная ТМ моделируется системой двух концентрически сопряженных круглых кольцевых пластинок (рисунок 6).

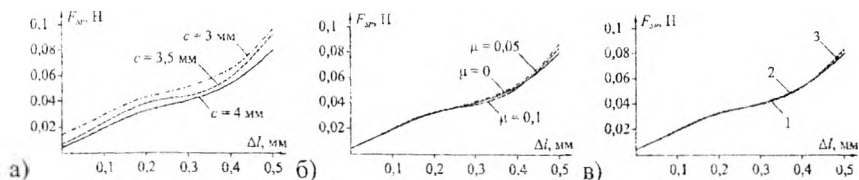
Учитывая слабое влияние поперечных сдвигов слоев на НДС колебательной системы, а также сравнительно небольшой размер остатков ТМ, рассмотрим внешнюю кольцевую пластинку как однослойную с усредненными геометрическими и механическими характеристиками.

На контуре сопряжения внутренней и внешней кольцевых пластинок рассмотрим условия непрерывности перемещений и поворотов:

$$u_{1,n} = u_{2,n}, u_{1,t} = u_{2,t}, w_1 = w_2, \gamma_{1,n} = \gamma_{2,n} \quad (12)$$

аналогично рассматривается равенство усилий и моментов на контуре сопряжения. Далее метод решения аналогичен рассмотренному ранее асимптотическому методу, при этом контур сопряжения также рассматривается близким к кругу радиуса c . Степень близости характеризуется малым параметром того же порядка, что и параметр μ .

Анализ модели показал, что зависимость НДС от размера поврежденной области ТМ больше выражена, нежели зависимость от формы этой области (рисунок 8).



а) влияние размера поврежденной области тимпанальной мембраны;

б) влияние размера неровностей остатков тимпанальной мембраны;

в) влияние характера неровностей тимпанальной мембраны:

1 – $I_1(\varphi) = c$; 2 – $I_1(\varphi) = c(1 + \mu \cos 4\varphi)$; 3 – $I_1(\varphi) = c(1 + \mu \cos 8\varphi)$

Рисунок 8 – Зависимость усилия в соединении «протез-стремя» от неровностей остатков тимпанальной мембраны

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основные научные результаты диссертации

– С использованием классической теории тонких изотропных пластин построены биомеханическая и математическая модели реконструированного среднего уха, подвергнутого тимпанопластике по технике «*cartilage plate*» [1, 11, 12, 19, 21]. Построенная математическая модель позволяет рассчитать напряженно-деформированное состояние реконструированной колебательной системы для различных параметров вводимого протеза и имплантата, замещающего тимпанальную мембрану. Решения уравнений прогиба тимпанальной мембраны найдены с использованием асимптотического метода [7, 16] и метода конечных разностей [2, 17]. Исследовано влияние учета мембранных усилий в реконструированной тимпанальной мембране на напряженно-деформированное состояние [8, 13] колебательной системы.

– С использованием теории слоистых пластин Э. И. Григолюка построены биомеханическая и математическая модели реконструированного среднего уха в случае проведения тимпанопластики по технике «*small island*» [3]. Показано, что влияние поперечных сдвигов в восстановленной слоистой барабанной перепонке на напряженно-деформированное состояние колебательной системы в целом является незначительным. Данный вывод позволяет при моделировании тимпанальной мембраны, подвергнутой реконструкции по технике «*large island*», ограничиваться классической теорией упругости изотропной однослойной пластинки с приведенными геометрическими и физическими характеристиками.

– Построена математическая модель реконструированного среднего уха в случае использования тимпанопластики по технике «*large island*» [4, 5]. При этом тимпанальная мембрана моделировалась системой из двух кольцевых (или близких к ним) пластин, жестко сопряженных по общему контуру [9].

– Для различных техник реконструкции среднего уха выведена нелинейная система алгебраических уравнений относительно неизвестных параметров, характеризующих напряженно-деформированное состояние колебательной системы [15]. Численное решение данной системы позволило установить наличие нескольких смежных устойчивых и неустойчивых состояний равновесия колебательной системы среднего уха [18], соответствующих различным уровням потенциальной энергии реконструированного среднего уха. Наличие смежных равновесных положений протеза [6] позволяет объяснить такой эффект, как внезапное изменение (например, при чихании и т.п.) одного устойчивого положения на другое с более высоким уровнем потенциальной энергии. Выполненный анализ смежных положений равновесия позволил сделать вывод: наиболее предпочтительным вариантом реконструкции является техника, в соответствии

с которой вводимый протез занимает в полости среднего уха положение, которое соответствует минимальному уровню потенциальной энергии.

– Для различных техник тимпаноластики исследовано влияние различных характеристик протеза и хрящевого имплантата, а также ориентации протеза в полости среднего уха на напряженно-деформированное состояние среднего уха. Установлены зависимости параметров, характеризующих напряженно-деформированное состояние, от параметров протеза и хрящевого имплантата. Данные зависимости позволяют определять оптимальные значения этих параметров с учетом индивидуальной архитектуры среднего уха пациента [6, 14, 20].

– Исследовано влияние места склеивания основания протеза с реконструированной тимпанальной мембраной (в случае различных техник реконструкции), а также размеров и формы повреждения тимпанальной мембраны (при использовании техники «*small island*» и «*large island*» тимпаноластики) на напряжения и деформации, возникающие в связках овального окна, соединении протеза со стременем и в тимпанальной мембране. Обнаружено, что наиболее предпочтительным является размещение основания протеза в окрестности центра тимпанальной мембраны, либо на линии «*malleus manubrium*» или линии, соединяющей центр тимпанальной мембраны с точкой «*posterior point*» [3, 4, 5, 6, 10].

Рекомендации по практическому использованию результатов

– В зависимости от размеров и локализации перфорации барабанной перепонки следует выбирать нужный материал и технику тимпаноластики.

При перфорациях тимпанальной мембраны, занимающей половину и более ее площади целесообразно применить технику «*small island*» или «*large island*» с применением фасциального имплантата.

При тотальных дефектах тимпанальной мембраны необходимо применять технику «*cartilage plate*», также возможно формирование двухслойной тимпанальной мембраны из хряща и фасции.

– Травмы среднего уха, хронический средний отит могут приводить к разрыву цепи слуховых косточек за счет разрыва стременнонаковальневого сустава или деструкции наковальни. В этих случаях выполняется тимпаноластика III типа, согласно которой на головку сохранившегося стремени устанавливается протез, основание которого контактирует с тимпанальной мембраной. Из клинической практики известно, что при самопроизвольной мирингосталедексии [10], произошедшей в результате деструкции наковальни при хроническом среднем отите, слуховая функция может быть близкой к нормальной при фиксации головки стремени близко к центру тимпанальной мембраны. Построенные математические модели показывают, что желательнее устанавливать основание протеза максимально

близко к центру тимпанальной мембраны. Для такого размещения требуется протез с гибким стержнем с изменяющейся длиной, что позволяет адаптировать протез к индивидуальной архитектуре среднего уха и, в частности, обеспечить контакт головной пластины с тимпанальной мембраной или центральной частью рукоятки молоточка. При выборе длины протеза следует исходить из результатов расчета напряжений в сочленении «протез-стремя» в зависимости от приращения длины протеза относительно расстояния между головкой стремени и точкой установки основания протеза на тимпанальной мембране. Так, с целью недопущения люксации (вывиха) стремени приращение длины протеза не должно превышать 0,4 мм при использовании хрящевого трансплантата с толщиной от 0,27 мм до 0,5 мм.

Научная ценность и новизна результатов диссертации заключается в использовании единого подхода теории тонких изотропных и слоистых пластин, позволившего разработать математические модели реконструированного среднего уха при различных техниках тимпаноластики и оссикулоластики. Предложенные статические модели позволили впервые оценить начальные напряжения, возникающие в реконструированной колебательной системе среднего уха, в зависимости от техники реконструкции, параметров имплантата, вводимого протеза, его ориентации в полости среднего уха, а также обнаружили совершенно новый механический эффект, заключающийся в наличии множества смежных положений устойчивого и неустойчивого равновесий введенного протеза при тимпанопластике. Построенные модели позволяют определить оптимальные размеры протеза и рекомендовать место его размещения на тимпанальной мембране в зависимости от индивидуальной архитектуры среднего уха пациента.

Во взрослом сурдо-фониатрическом отделении РНПЦ оториноларингологии (г. Минск) осуществлено внедрение в клиническую практику методики определения оптимальных размеров вводимого протеза типа PORP, замещающего звено «молоточек-наковальня», а также его ориентации в полости среднего уха при тимпанопластике, обеспечивающих минимальный уровень напряжений в связке овального окна и в сочленении «протез-стремя», что позволило улучшить функциональные результаты операции.

В БГУ (г. Минск) осуществлено внедрение в учебный процесс построенных моделей реконструированного среднего уха при тимпанопластике, предназначенных для расчета напряженно-деформированного состояния колебательной системы. Результаты используются при чтении курса «Биомеханические модели сенсорных систем человека», а также при выполнении лабораторных занятий.

СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ СОИСКАТЕЛЯ

Статьи в журналах, входящих в перечень научных изданий, рекомендованный ВАК

1. Михасев, Г. И. О простейшей модели расчета напряженно-деформированного состояния колебательной системы реконструированного среднего уха / Г. И. Михасев, С. А. Ермоченко, В. П. Ситников // *Веснік Віцебскага дзяржаўнага ўніверсітэта імя П. М. Машэрава*. – 2004. – № 4(34). – С. 97-101.

2. Ермоченко, С. А. Расчет напряженно-деформированного состояния кольцевой пластины с эксцентрическим вырезом методом конечных разностей / С. А. Ермоченко // *Веснік Віцебскага дзяржаўнага ўніверсітэта імя П. М. Машэрава*. – 2008. – №3(49). – С. 121-125.

3. Ермоченко, С. А. Расчет напряженно-деформированного состояния среднего уха при его тотальной реконструкции с учетом влияния остатков тимпанической мембраны / С. А. Ермоченко, Г. И. Михасев, Л. Г. Петрова // *Российский журнал биомеханики*. – 2008. – том 12, №3(41). – С. 24-36.

4. Михасев, Г. И. Статическая модель среднего уха, подвергнутого реконструкции с использованием технологии тимпанопластики «large island». Часть I: биомеханическая модель / Г. И. Михасев, С. А. Ермоченко // *Механіка машын, механізмаў і матэрыялаў*. – 2009. – №2(7). – С. 87-90.

5. Михасев, Г. И. Статическая модель среднего уха, подвергнутого реконструкции с использованием технологии тимпанопластики «large island». Часть II: напряженно-деформированное состояние / Г. И. Михасев, С. А. Ермоченко // *Механіка машын, механізмаў і матэрыялаў*. – 2009. – №3(8). – С. 86-90.

6. Mikhasev, G. On the strain-stress state of the reconstructed middle ear after inserting a malleus-incus prosthesis / G. Mikhasev, S. Ermochenko, M. Bornitz // *Mathematical Medicine and Biology*. – 2010. – Vol. 27(4). – P. 289-312.

Статьи в других научных изданиях

7. Михасев, Г. И. О напряженно-деформированном состоянии колебательной системы реконструированного среднего уха после установки протеза / Г. И. Михасев, С. А. Ермоченко // *Асимптотические методы в механике деформируемого твердого тела: сборник трудов, посвященный 70-летию профессора П. Е. Товстик* / Санкт-Петербургский государственный университет; под редакцией С. Б. Филиппова. – Санкт-Петербург, 2006. – С. 75-86.

8. Михасев, Г. И. Об устойчивости положения равновесия вводимого протеза при реконструкции среднего уха / Г. И. Михасев, С. А. Ермоченко // *Международный научно-технический журнал Теоретическая и прикладная механика*. – 2007. – Выпуск 22. – С. 63-71.

9. Ермоченко, С.А. Расчет напряженно-деформированного состояния тимпанальной мембраны в случае ее реконструкции по технологии «large island» / С. А. Ермоченко // Международный научно-технический журнал Теоретическая и прикладная механика. – 2009. – Выпуск 24. – С. 93-100.

10. Петрова, Л. Г. Выбор оптимального положения протеза при реконструкции среднего уха / Л. Г. Петрова, Г. И. Михасев, С. А. Ермоченко // Оториноларингология Беларуси. – 2010. – № 1. – С. 44-48.

Материалы конференций

11. Ермоченко, С. А. Моделирование реконструированного среднего уха / С. А. Ермоченко // Наука и образование в условиях социально-экономической трансформации общества: сборник докладов VII Международной научно-методической конференции / Витебский филиал Института современных знаний им. А. М. Широкова. – Витебск, 2005. – Часть 2. – С. 282-285.

12. Михасев, Г. И. Расчет напряженно-деформированного состояния среднего уха при полной реконструкции / Г. И. Михасев, С. А. Ермоченко // Прикладные задачи математики и механики: сборник докладов XVI Международной научно-технической конференции, 15-19 сентября 2008 г. / редколлегия: Ю. Е. Ожерин [и др.]. – Севастополь, 2008. – С. 10-14.

13. Ермоченко, С. А. Напряженно-деформированное состояние реконструированного уха с учетом тангенциальных деформаций восстановленной тимпанальной мембраны / С. А. Ермоченко, Г. И. Михасев // Механика–2009: сборник научных трудов IV Белорусского конгресса по теоретической и прикладной механике, Минск, 22-24 декабря 2009 года / ОИМ НАН Беларуси, редколлегия: М. С. Высоцкий [и др.]. – Минск, 2009. – С. 439-443.

Тезисы докладов

14. Mikhasev, G. Modeling of the Dynamic Behavior of the Reconstructed Middle Ear Taking into Account its Initial Strain-Stress State / G. Mikhasev, M. Firsov, S. Yermochenko, V. Sitnikov // Gesellschaft für Angewandte Mathematik und Mechanik 2004: Book of Abstracts of the Annual Scientific Conference at the Technische Universität Dresden, 21 - 27 March 2004 / Technische Universität Dresden; Organizing Committee: H.-J. Hardtke [and other]. – Dresden, 2004. – P. 25.

15. Mikhasev, G. Calculation of the strain-stress state of the reconstructed middle ear after inserting a malleus-incus prosthesis / G. Mikhasev, S. Yermochenko, M. Bornitz // Journal of Biomechanics: Abstract of the 5th World Congress of Biomechanics, Munich, Germany, 29 July – 4 August 2006. – 2006. – Vol. 39, Supplement 1. – P. S389

16. Ермоченко, С. А. О напряженно-деформированном состоянии колебательной системы реконструированного среднего уха после установки протеза / С. А. Ермоченко, Г. И. Михасев // Четвертые Поляховские чтения:

тезисы докладов Международной научной конференции по механике, 7-10 февраля 2006, Санкт-Петербург, Россия / Санкт-Петербургский государственный университет. – Санкт-Петербург, 2006. – С. 192.

17. Ermochenko, S. Finite difference method in research of the strain-stress state of the reconstructed middle ear / S. Ermochenko, G. Mikhasev // The 1st IMACS International Conference on Computational Biomechanics and Biology: short communications, 10-13 September 2007, Plzeň, Czech Republic. – Electronic data and programs (16Mb). – Plzeň: Vydala Západočeská univerzita v Plzni, 2007. – 1 electronic optical disk (CD-ROM).

18. Ермоchenko, С. А. Численный метод расчета напряженно-деформированного состояния реконструированного среднего уха / С. А. Ермоchenko // II Машеровские чтения: материалы региональной научно-практической конференции студентов, магистрантов и аспирантов: в 2 т., 24 - 25 апреля 2007 / Витебский государственный университет им. М. П. Машерова. – Витебск, 2007. Т. I: Естественные науки. – С. 127-128.

19. Mikhasev, G. Evaluation of the Strain-Stress State of the Middle Ear Subjected to Total Reconstruction / G. Mikhasev, I. Slavashevich, S. Ermochenko // GAMM 2010, 81st Annual Meeting of the International Association of Applied Mathematics and Mechanics, March, 22-26, 2010, Karlsruhe, Germany [Electronic resource]. – Karlsruhe, 2010. – Mode of access: http://www.gamm2010.uni-karlsruhe.de/abstracts/Short-2_gimikhasev.pdf. – Date of access: 25.11.2010.

20. Михасев, Г. И. Оценка начальных напряжений в среднем ухе после установки протеза типа PORP для различных технологий реконструкции тимпанальной мембраны / Г. И. Михасев, И. Л. Славашевич, С. А. Ермоchenko // Биомеханика-2010: тезисы докладов X Всероссийской конференции / под редакцией профессора Л. Ю. Коссовича. – Саратов: Изд-во Саратовского университета, 2010. – С. 120-121.

21. Mikhasev, G. I. Biomechanical Models of Reconstructed Middle Ear Subjected to Tympanoplasty / G. I. Mikhasev, I. L. Slavashevich, S. A. Ermochenko // COMPDYN 2011 3rd ECCOMAS Thematic Conference on Computational Methods in Structural Dynamic and Earthquake Engineering, 25 28 May 2011, Corfu, Greece. – Electronic data and programs (450Mb). – Corfu: Institute of Structural Analysis and Antiseismic Research, 2011. – 1 electronic optical disk (CD-ROM).



РЭЗІЮМЭ

Ермачэнка Сяргей Аляксандравіч

Напружана-дэфармаваны стан вагальнай сістэмы рэканструяванага сярэдняга вуха

Ключавыя словы: рэканструяванае сярэдняе вуха, напружана-дэфармаваны стан, тымпанальная мембрана, пратэз, матэматычная мадэль, асімптатычны метад, метад канчатковых рознасцяў.

Мэта працы: вызначэнне напружанняў і дэфармацый, якія ўзнікаюць у адноўленай тымпанальнай мембране і іншых кампанентах рэканструяванага сярэдняга вуха пасля ўвядзення пратэза. Вызначэнне ўстойлівага становішча раўнавагі рэканструяванага сярэдняга вуха і выяўленне характару залежнасці яго напружана-дэфармаванага стану ад розных фактараў.

Метады даследавання: пабудова біямеханічных і матэматычных мадэляў з выкарыстаннем класічнай тэорыі ізатропных, а таксама тэорыі анізатропных слаістых пласцін з ужываннем асімптатычнага метаду і метаду канчатковых рознасцяў.

Атрыманыя вынікі і іх навізна:

1) Асімптатычныя рашэнні ўраўненняў раўнавагі ізатропнай, а таксама анізатропнай слаістай колцавых пласцінак пры заданым перамяшчэнні ўнутранага недэфармуемага контуру.

2) Матэматычная мадэль раўнавагі дэфармаванай барабаннай перапонкі, якая ўяўляе сабой сістэму двух эксцэнтрычна спалучаных колцавых ізатропных пласцінак.

3) Біямеханічныя статычныя мадэлі раўнавагі рэканструяванага сярэдняга вуха, якое складаецца з адноўленай барабаннай перапонкі, пратэза, які замяшчае звяно «малаточак-кавадла», і стрэмя.

4) Выяўленая множнасць блізкіх ўстойлівых і няўстойлівых палажэнняў раўнавагі вагальнай сістэмы рэканструяванага сярэдняга вуха.

5) Усталяваныя залежнасці асноўных характарыстык напружана-дэфармаванага стапу рэканструяванага сярэдняга вуха ад розных фактараў, якія дазваляюць выпрацаваць перадаперацыйныя рэкамендацыі па выбары аптымальных памераў пратэза і яго арыентацыі.

Галіна прымянення: у РНПЦ атарыналарынгалогіі (г. Мінск) ажыццёўлена ўкараненне ў клінічную практыку метадыкі вызначэння аптымальных памераў увадзімага пратэза, які замяшчае звяно «малаточак-кавадла», а таксама яго арыентацыі ў паражніне сярэдняга вуха, што дазволіла наліпшыць функцыянальныя вынікі аперацыі.

РЕЗЮМЕ

Ермоchenко Сергей Александрович

Напряженно-деформированное состояние колебательной системы реконструированного среднего уха

Ключевые слова: реконструированное среднее ухо, напряженно-деформированное состояние, тимпанальная мембрана, протез, математическая модель, асимптотический метод, метод конечных разностей.

Цель работы: определение напряжений и деформаций, возникающих в восстановленной тимпанальной мембране и других компонентах реконструированного среднего уха после введения протеза. Определение устойчивого положения равновесия реконструированного среднего уха и выявление характера зависимости его напряженно-деформированного состояния от различных факторов.

Методы исследования: построение биомеханических и математических моделей с использованием классической теории изотропных, а также теорий анизотропных слоистых пластин с применением асимптотического метода и метода конечных разностей.

Полученные результаты и их новизна:

1) Асимптотические решения уравнений равновесия изотропной, а также анизотропной слоистой кольцевых пластинок при заданном перемещении внутреннего недеформируемого контура.

2) Математическая модель равновесия деформированной барабанной перепонки, представляющей собой систему двух эксцентрично сопряженных кольцевых изотропных пластинок.

3) Биомеханические статические модели равновесия реконструированного среднего уха, состоящего из восстановленной барабанной перепонки, протеза, замещающего звено «молоточек-наковальня», и стремени.

4) Обнаруженная множественность близких устойчивых и неустойчивых положений равновесия колебательной системы реконструированного среднего уха.

5) Установленные зависимости основных характеристик напряженно-деформированного состояния реконструированного среднего уха от различных факторов, позволяющие выработать предоперационные рекомендации по выбору оптимальных размеров протеза и его ориентации.

Область применения: в РНПЦ оториноларингологии (г. Минск) осуществлено внедрение в клиническую практику методики определения оптимальных размеров вводимого протеза, замещающего звено «молоточек-наковальня», а также его ориентации в полости среднего уха, что позволило улучшить функциональные результаты операции.

SUMMARY

Yermochenko Sergey Alexandrovich

Strain-Stress State of the Reconstructed Middle Ear Sound Conduction System

Key words: reconstructed middle ear, strain-stress state, tympanic membrane, prosthesis, mathematical model, asymptotic method, finite-difference approximation method.

The aim of the work is determination of strains and stresses which arise in the reconstructed tympanic membrane and in other reconstructed middle ear components after inserting prosthesis. Also the aim is determination of stable equilibrium position of the reconstructed middle ear and evaluation of the dependence of initial strain-stress state on different parameters.

Research methods: development of biomechanical and mathematical models using the theory of elastic isotropic plates, the theory of elastic anisotropic layered plates, asymptotic method and finite-difference approximation method.

The obtained new results:

1) Asymptotic solutions of isotropic elastic and anisotropic elastic layered annular plate equilibrium equations under defined displacement of the inner non-deformable contour.

2) Mathematical model of equilibrium of deformed eardrum which introduced by system of two eccentric integrated isotropic annular plates.

3) Biomechanical static equilibrium models of reconstructed middle ear which consists of restore eardrum, «malleus-incus» prosthesis and stapes.

4) Plurality of close stable and unstable equilibrium positions of reconstructed middle ear sound conduction system discovered in this research.

5) Discovered dependencies of the main characteristics of the strain-stress state of the reconstructed middle ear on different parameters which allow developing preoperative recommendations for choice optimal prosthesis dimensions and its orientation.

The results are used in «National Hearing, Voice and Speech Pathology Clinical Hospital» (Minsk). Technique of determination of optimal dimensions of inserting «malleus-incus» prosthesis and also its orientation in middle ear cavity has been used in clinical practice of this hospital that allow improving functional results of operations.

Научное издание

ЕРМОЧЕНКО Сергей Александрович

**Напряженно-деформированное состояние колебательной системы
реконструированного среднего уха**

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук
по специальностям

01.02.04 – Механика деформируемого твердого тела,
01.02.08 – Биомеханика

Подписано в печать 27.10.2011.

Формат 60×84¹/₁₆. Бумага офсетная.

Отпечатано на ризографе. Гарнитура Таймс.

Усл. печ. л. 1,34. Уч.-изд. л. 1,04. Тираж 60. Заказ 1198.

Издатель и полиграфическое исполнение:

Белорусский национальный технический университет.

ЛИ № 02330/0494349 от 16.03.2009.

Проспект Независимости, 65. 220013, Минск.