

УДК 539.3+(616.314-089.23)

ВЫБОР ТОЛЩИНЫ ХРЯЩЕВОГО ТРАНСПЛАНТАТА ДЛЯ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ РЕТРАКЦИОННОГО КАРМАНА ТИМПАНАЛЬНОЙ МЕМБРАНЫ НА ОСНОВАНИИ МОДАЛЬНОГО АНАЛИЗА КОЛЕБАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ СРЕДНЕГО УХА

Г. И. МИХАСЕВ¹⁾, С. М. БОСЯКОВ¹⁾, К. С. ЮРКЕВИЧ¹⁾,
А. А. ДУТИНА¹⁾, Л. Г. ПЕТРОВА²⁾, М. М. МАЙСЮК³⁾

¹⁾Белорусский государственный университет, пр. Независимости, 4, 220030, г. Минск, Беларусь

²⁾Белорусская медицинская академия последипломного образования,
ул. П. Бровки, 3, корп. 3, 220013, г. Минск, Беларусь

³⁾Республиканский научно-практический центр отоларингологии,
ул. Сухая, 8, 220004, г. Минск, Беларусь

Сформулированы рекомендации для проведения хирургических операций по устранению ретракционного кармана тимпанальной мембраны и улучшению слуха. Выполнены конечно-элементные расчеты собственных частот колебательных систем среднего уха в норме, а также с патологией тимпанальной мембраны и с хрящевым трансплантатом. Конечно-элементная модель среднего уха состоит из тимпанальной мембраны, молоточка, наковальни и стремени. Патологические изменения упругих свойств тимпанальной мембраны описываются посредством изменения модуля упругости. Определены геометрические размеры хрящевого трансплантата тимпанальной мембраны для создания акустических условий, соответствующих функциям здоровой барабанной перепонки. Полученные результаты могут быть использованы для оценки толщины хрящевого трансплантата, необходимого для восстановления функций среднего уха посредством реконструкции тимпанальной мембраны с ретракционным карманом.

Ключевые слова: среднее ухо; тимпанальная мембрана; ретракционный карман; хрящевой трансплантат; конечно-элементный анализ.

Образец цитирования:

Михасев Г. И., Босяков С. М., Юркевич К. С., Дутина А. А., Петрова Л. Г., Майсюк М. М. Выбор толщины хрящевого трансплантата для хирургического лечения ретракционного кармана тимпанальной мембраны на основании модального анализа колебательной системы среднего уха // Журн. Белорус. гос. ун-та. Математика. Информатика. 2017. № 2. С. 52–58.

For citation:

Mikhasev G. I., Bosiakov S. M., Yurkevich K. S., Dutina A. A., Petrova L. G., Maisyuk M. M. Graft thickness assessment for surgery of retraction pocket of the middle ear based on finite-element analysis of eigenfrequencies of the eardrum oscillating system. *J. Belarus. State Univ. Math. Inform.* 2017. No. 2. P. 52–58 (in Russ.).

Авторы:

Геннадий Иванович Михасев – доктор физико-математических наук, профессор; заведующий кафедрой био- и наномеханики механико-математического факультета.

Сергей Михайлович Босяков – кандидат физико-математических наук, доцент; доцент кафедры теоретической и прикладной механики механико-математического факультета.

Кирилл Сергеевич Юркевич – кандидат физико-математических наук, доцент; доцент кафедры био- и наномеханики механико-математического факультета.

Алина Александровна Дутина – аспирантка кафедры аналитической экономики и эконометрики экономического факультета.

Людмила Григорьевна Петрова – доктор медицинских наук, профессор; заведующий кафедрой ЛОР-болезней.

Марина Михайловна Майсюк – заведующий оториноларингологическим отделением для детей.

Authors:

Gennadi Mikhasev, doctor of science (physics and mathematics), full professor; head of the department of bio- and nanomechanics, faculty of mechanics and mathematics.
mikhasev@bsu.by

Sergei Bosiakov, PhD (physics and mathematics), docent; associate professor at the department of theoretical and applied mechanics, faculty mechanics and mathematics.
bosiakov@bsu.by

Kirill Yurkevich, PhD (physics and mathematics), docent; associate professor at the department of bio- and nanomechanics, faculty of mechanics and mathematics.
kirill.bsu@gmail.com

Alina Dutina, postgraduate student at the department of analytical economics and econometrics, faculty of economics.
alinammf@gmail.com

Lyudmila Petrova, doctor of science (physics and mathematics), full professor; head of the department of laryngology diseases.
bsm21@mail.ru

Marina Maisyuk, head of the department of otorhinolaryngology for children.
merylmmm@mail.ru

GRAFT THICKNESS ASSESSMENT FOR SURGERY OF RETRACTION POCKET OF THE MIDDLE EAR BASED ON FINITE-ELEMENT ANALYSIS OF EIGENFREQUENCIES OF THE EARDRUM OSCILLATING SYSTEM

G. I. MIKHASEV^a, S. M. BOSIAKOV^a, K. S. YURKEVICH^a,
A. A. DUTINA^a, L. G. PETROVA^b, M. M. MAISYUK^c

^aBelarusian State University, Niezaliežnasci Avenue, 4, 220030, Minsk, Belarus

^bBelarusian Academy of Postgraduate Education, P. Broŭki Street, 3, bilding 3, 220013, Minsk, Belarus

^cRepublican Center for Research and Practice in Otolaryngology, Suchaja Street, 8, 220004, Minsk, Belarus

Corresponding author: S. M. Bosiakov (bosiakov@bsu.by)

The aim of this study is to formulate recommendations for surgery of retraction pocket of the tympanic membrane and improving of hearing. Finite-element analysis of the eigenfrequencies of the oscillatory systems for normal middle ear, middle ear with pathology of tympanic membrane and middle ear with cartilage graft are carried out. The finite-element model of the middle ear consists of a tympanic membrane, a malleus, an anvil and a stapes. Pathological changes of the tympanic membrane elastic properties are described by a change of the modulus of elasticity. The geometric dimensions of the cartilage graft of the tympanic membrane are assessed to generate the acoustic conditions corresponding to the hearing functions of the normal tympanic membrane. The obtained results can be employed to estimate the thickness of the cartilage graft for restoring of the middle ear functions by means of reconstruction of the tympanic membrane with a retraction pocket.

Key words: middle ear; tympanic membrane; retraction pocket; cartilage graft; finite-element analysis.

Введение

Ретракционный карман тимпанальной мембраны (ТМ) является клиническим проявлением среднего отита [1–3]. К его формированию может привести дисбаланс давления в полостях среднего уха, а также изменение структуры самой ТМ (истончение и изменение ее физических свойств) [4]. Особенность этого заболевания – его скрытый характер из-за первоначально неясных симптомов и динамики патологии. Ретракционный карман может прогрессировать до более тяжелых форм и осложнений (инфекции, полипы, перфорация), а в некоторых случаях – переходить в холестеатому [5; 6] и приводить к тугоухости [7].

Одной из профилактических мер развития холестеатомы среднего уха является хирургическое лечение ретракционного кармана на раннем этапе его формирования. В этом случае устанавливается хрящевой трансплантат в области задневерхнего квадранта (post-superior quadrant, PSQ) ТМ для увеличения ее жесткости и обеспечения слуховой проводимости, которая соответствует здоровому среднему уху [8; 9]. Несмотря на то что хрящевая ткань широко используется для обеспечения механической устойчивости тимпанальной мембраны [3; 10], количественные характеристики влияния хрящевого трансплантата на слуховую проводимость среднего уха не исследовались. Только несколько конечно-элементных исследований рассматривают акустические свойства ТМ с хрящевыми трансплантатами. Так, в работах [11–13] использована конечно-элементная модель для исследования техники наложения трансплантата при мирингопластике. В частности, в работе [11] на основании биомеханического анализа установлено, что оптимальная толщина хрящевого трансплантата составляет от 0,1 до 0,2 мм для средних и больших перфораций ТМ. Однако отсутствуют объективные рекомендации по выбору толщины хряща, необходимого для восстановления функции среднего уха посредством реконструкции ТМ, при устранении ретракционных карманов в области PSQ.

Цель настоящего исследования – сформулировать рекомендации по определению геометрических размеров хрящевого трансплантата при различных патологиях ТМ для создания акустических условий, соответствующих функциям здоровой барабанной перепонки, а также рекомендации для операций по устранению ретракционного кармана ТМ и улучшению слуха.

Конечно-элементное моделирование

Конечно-элементная модель среднего уха получена на основании томографических данных. Она состоит из молоточка, наковальни, стремечка и тимпанальной мембраны. Твердотельная и конечно-элементная модели среднего уха подробно описаны в работе [14]. В нашем случае согласно

работам [15–18] контур ТМ жестко закреплен, что соответствует окостенению области контакта ТМ и тимпанального кольца. Модуль упругости молоточка, наковальни и стремени составляет 13,7 ГПа, коэффициент Пуассона равен 0,3 [19–21]. Модули упругости всех частей ТМ – pars tensa (PT) и pars flaccida (PF) – составляют 33,4 и 11,1 МПа соответственно (за исключением PSQ); коэффициент Пуассона для этих двух областей – 0,4 [21; 22]. Модуль упругости PSQ равен 33,4 МПа для уха в норме. Для среднего уха с патологическими изменениями упругих свойств PT модуль упругости PSQ принимался равным 22; 11; 9; 3; 0,1 МПа и 34 кПа. Отрицательное давление в барабанной полости, которое приводит к втягиванию ТМ и образованию ретракционного кармана, моделировалось приложением статической равномерно распределенной нормальной нагрузки на внешней стороне барабанной перепонки. В нашем случае задавалось давление 20 Па.

Хрящевой трансплантат накладывался на PSQ с внутренней стороны ТМ среднего уха с патологическими изменениями упругих свойств. При конечно-элементном расчете толщина трансплантата принимала дискретные значения, равные 250; 500; 750; 1000; 1500 мкм. Модуль упругости хрящевой ткани составляет 3,4 МПа, коэффициент Пуассона – 0,3 [23]. При расчете частот свободных колебаний среднего уха с патологическими изменениями упругих свойств и хрящевым трансплантатом контур ТМ и часть контура трансплантата, расположенная вдоль контура ТМ, жестко закреплялись.

Среднее ухо в норме и среднее ухо с патологией PSQ

Для первых тридцати главных форм на рис. 1 представлены собственные частоты свободных колебаний (ω) среднего уха в норме и с патологическими изменениями упругих свойств PSQ при образовании ретракционного кармана.

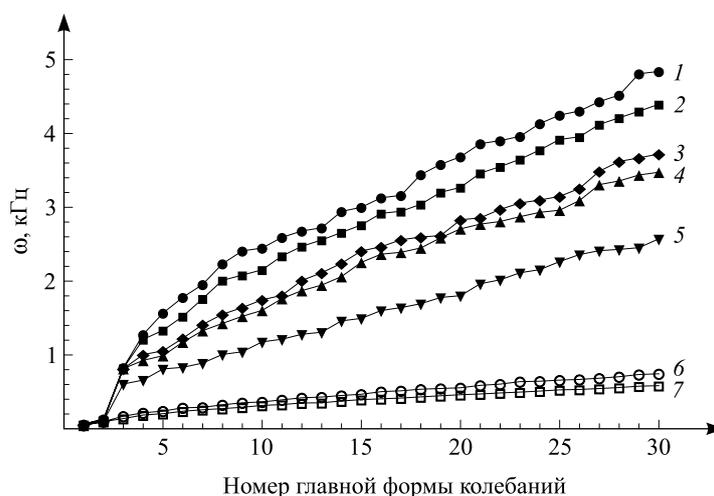


Рис. 1. Собственные частоты свободных колебаний для первых тридцати главных форм:

- 1 – среднее ухо в норме; 2 – среднее ухо с модулем упругости PSQ, равным 22 МПа;
- 3 – среднее ухо с модулем упругости PSQ, равным 11 МПа; 4 – среднее ухо с модулем упругости PSQ, равным 9 МПа;
- 5 – среднее ухо с модулем упругости PSQ, равным 3 МПа; 6 – среднее ухо с модулем упругости PSQ, равным 0,1 МПа;
- 7 – среднее ухо с модулем упругости PSQ, равным 34 кПа

Fig. 1. The eigenfrequencies for the first thirty modes:

- 1 – normal middle ear; 2 – elastic modulus of the middle ear PSQ is 22 MPa;
- 3 – elastic modulus of the middle ear PSQ is 11 MPa; 4 – elastic modulus of the middle ear PSQ is 9 MPa;
- 5 – elastic modulus of the middle ear PSQ is 3 MPa; 6 – elastic modulus of the middle ear PSQ is 0.1 MPa;
- 7 – elastic modulus of the middle ear PSQ is 34 kPa

Уменьшение модуля упругости PSQ, как следует из рис. 1, приводит к уменьшению значений собственных частот для соответствующих главных форм. С увеличением номера главной формы различие между значениями собственных частот увеличивается. В то же время для первых двух главных форм колебаний значения частот свободных колебаний совпадают между собой независимо от модуля упругости PSQ.

Определение толщины хрящевого трансплантата

Оценка толщины хрящевого трансплантата, накладываемого на PSQ, осуществлялась при условии приближенного равенства частоты свободных колебаний для соответствующей главной формы колебаний среднего уха в норме и с различными патологическими изменениями упругих свойств PSQ.

В качестве аргумента функции регрессии для каждой моды использовалась толщина хрящевых трансплантатов; значениями функции являлись значения частот свободных колебаний среднего уха с хрящевым трансплантатом соответствующей толщины; регрессия осуществлялась на основании экспоненциальных и степенных функций; среднеквадратичная погрешность не превышала 8 %. В результате численного решения трансцендентного уравнения в виде равенства функции регрессии значению собственной частоты свободных колебаний среднего уха в норме для соответствующей моды определялась приближенная толщина хрящевого трансплантата.

Диаграммы, связывающие частоты (ω) свободных колебаний уха в норме с толщиной хрящевого трансплантата h , которые следует наложить на PSQ с патологическими изменениями, чтобы добиться совпадения частот свободных колебаний среднего уха в норме и с патологией ТМ, представлены на рис. 2. Диаграммы получены на основании численного решения нелинейных уравнений, сформулированных на основании функций регрессии. Номера точек на диаграммах указывают на номер главной формы.

Толщина хрящевого трансплантата для PSQ с модулем упругости 22 МПа как для низких, так и для высоких частот свободных колебаний находится в широком диапазоне значений, что видно из рис. 2. В частности, для низких частот толщина трансплантата изменяется от 200 до 890 мкм (рис. 2, а). Для частот из слухового диапазона толщина трансплантата может изменяться от 40 до 1800 мкм; среднее значение толщины трансплантата для частот из слухового диапазона составляет 160–180 мкм. Для среднего уха с модулем упругости PSQ 11 МПа для компенсации потери упругих свойств на частотах из слухового диапазона среднее значение толщины трансплантата составляет приблизительно 360 мкм (рис. 2, б). Для среднего уха с модулем упругости 9 и 3 МПа посредством наложения на PSQ хрящевого трансплантата определенной толщины можно добиться совпадения значений практически всех собственных частот среднего уха с патологией с собственными частотами свободных колебаний среднего уха в норме. Тем не менее для среднего уха с модулем упругости PSQ 9 МПа толщина хрящевого трансплантата на низких частотах все еще находится в широком диапазоне (400–600 мкм), а на высоких частотах – в более узком (550–650 мкм) (рис. 2, в). Для среднего уха с модулем упругости PSQ 3 МПа толщина хрящевого трансплантата составляет 450–580 мкм для рассматриваемого диапазона частот (рис. 2, г). В связи с этим можно сделать вывод о том, что хирургическое лечение ретракционного кармана наиболее эффективно при уменьшении модуля упругости задневерхнего квадранта ТМ в 11 раз по сравнению со средним ухом в норме. Эффективность хирургического лечения обусловлена возможностью улучшения слуховой проводимости на всех частотах и достаточно точным значением толщины самого трансплантата. При дальнейшем уменьшении модуля упругости PSQ (ниже 3 МПа) толщина хрящевого трансплантата изменяется в больших пределах и не позволяет добиться одновременного совпадения частот в разных диапазонах (рис. 2, д, е).

В таблице систематизированы диапазоны разной толщины хрящевого трансплантата, накладываемого на ретракционный карман, для различных модулей упругости PSQ. Кроме того, в ней приведены диапазоны собственных частот среднего уха с патологическими изменениями упругих свойств PSQ после установки хрящевого трансплантата, приближенно совпадающие с соответствующим диапазоном собственных частот среднего уха в норме.

Толщина хрящевого трансплантата для ретракционного кармана при различных модулях упругости PSQ и диапазон собственных частот свободных колебаний, на которых возможно осуществить компенсацию потери слуха после тимпанопластики

Thickness of cartilaginous graft for retraction pocket with various elastic moduli of PSQ and range of eigenfrequencies, on which it is possible to compensate for hearing loss after tympanoplasty

Модуль упругости PSQ, МПа	Диапазон выбора толщины хрящевого трансплантата, мкм	Диапазон компенсации частот потери слуха, кГц
22	40–650	2,0–5
11	360–450	2,3–5
9	400–650	Все собственные частоты
3	450–580	Все собственные частоты
0,1	1800–2200	2,5–4
0,034	2000–2200	2,5–3,5

Для практического применения данных таблицы можно использовать соотношение между прогибом ретракционного кармана при отрицательном звуковом давлении для уха в норме и уха с патологическими изменениями упругих свойств PSQ. Статический конечно-элементный анализ прогибов ТМ

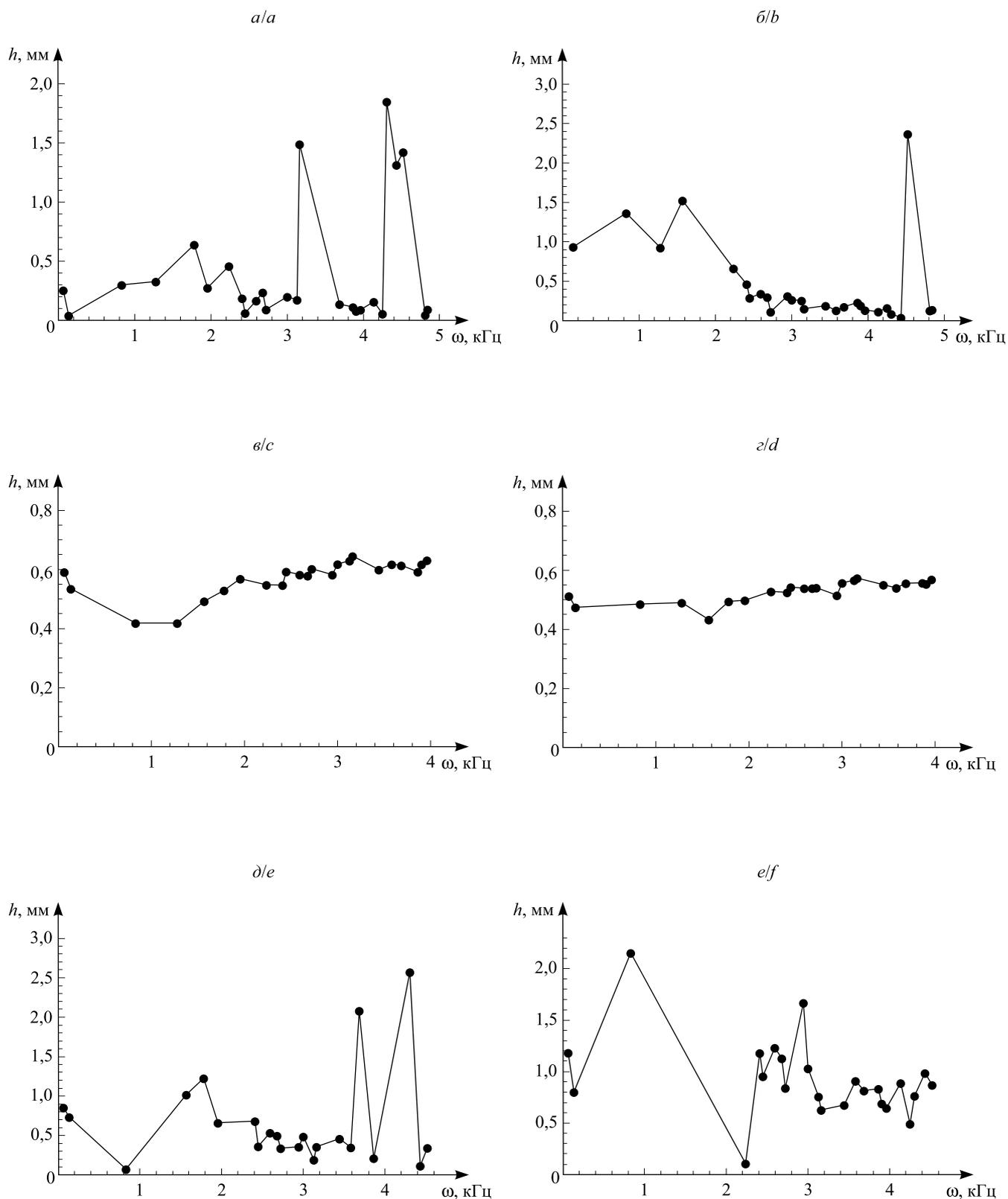


Рис. 2. Зависимость собственной частоты свободных колебаний среднего уха в норме от толщины хрящевого трансплантата.

Хрящевой трансплантат накладывается на PSQ среднего уха с модулем упругости:

$a - 22$ МПа; $b - 11$ МПа; $c - 9$ МПа; $d - 3$ МПа; $e - 0,1$ МПа; $f - 34$ кПа

Fig. 2. Eigenfrequency for the normal middle ear versus thickness of the cartilaginous graft.

Cartilaginous graft is superimposed on the middle ear PSQ with modulus of elasticity:

$a - 22$ МПа; $b - 11$ МПа; $c - 9$ МПа; $d - 3$ МПа; $e - 0.1$ МПа; $f - 34$ кПа

показывает, что хрящевой трансплантат целесообразно использовать при увеличении прогиба PSQ более чем в три раза (соответствует снижению модуля упругости PSQ до 9 МПа), но менее чем в десять раз (соответствует снижению модуля упругости PSQ до 3 МПа) под действием отрицательного давления на ТМ. Средняя толщина хрящевого трансплантата в первом случае составляет 525 мкм, во втором – 515 мкм. Применение тимпаноластики в этих случаях позволяет практически полностью приблизить слуховую проводимость среднего уха с ретракционным карманом к слуховой проводимости среднего уха в норме.

Заключение

Собственные частоты свободных колебаний среднего уха с патологическими изменениями упругих свойств PSQ, которые описываются посредством уменьшенного модуля упругости, снижаются по сравнению с собственными частотами свободных колебаний среднего уха в норме. Различие между частотами свободных колебаний возрастает при увеличении моды свободных колебаний. Собственные частоты свободных колебаний среднего уха практически совпадают для различных модулей упругости PSQ первых двух мод. Толщина хрящевого трансплантата, используемого для хирургического лечения ретракционного кармана на ранних этапах его формирования, зависит от модуля упругости ретракционного кармана. Для сохранения слуховой проводимости и функциональных показателей, а также снижения риска развития рецидива заболевания необходимо использовать хрящевой трансплантат определенной толщины.

Наиболее целесообразным является применение хрящевого трансплантата для среднего уха с модулями упругости PSQ в диапазоне от 3 до 9 МПа. В этом случае за счет установки хрящевого трансплантата возможно приблизить слуховые функции среднего уха с патологическими изменениями упругих свойств к нормальным слуховым функциям. Средняя толщина хрящевого трансплантата, соответствующая модулю упругости PSQ 3 и 9 МПа, составляет 515 и 525 мкм соответственно; использовать такие трансплантаты следует в том случае, если максимальный прогиб ретракционного кармана при отрицательном звуковом давлении приблизительно в 3,5 раза и в 10 раз соответственно превышает максимальный прогиб PSQ среднего уха в норме.

Установка хрящевого трансплантата не позволяет добиться полной компенсации слуховой проводимости среднего уха с ретракционным карманом на всех частотах. Если модуль упругости PSQ снижается до 9 МПа, возможна компенсация слуховой функции среднего уха на диапазоне от 2,3 до 5 кГц. Средняя толщина хрящевого трансплантата составляет приблизительно 375 мкм. Если модуль упругости PSQ уменьшается менее, чем в 11 раз, использование хрящевого трансплантата не вполне целесообразно, поскольку существенно снижается диапазон компенсируемых слуховых частот (приблизительно от 2,5 до 3,5 кГц). Толщина хрящевого трансплантата при этом составляет приблизительно 2 мм. Чем шире диапазон выбора толщины хрящевого трансплантата, тем технически сложнее добиться одновременной компенсации высоких и низких частот.

Библиографические ссылки

1. *Ars B., Decraemer W.* Tympanic membrane lamina propria and middle ear cholesteatoma // *Cholesteatoma and Mastoid Surgery* / M. Tos, J. Thomsen, E. Peitersen (eds.). Amsterdam ; Berkeley ; Milano, 1989. P. 429–432.
2. *Beer H.-J., Bornitz M., Hardke H.-J., et al.* Modeling of components of the human middle ear and simulation of their dynamic behavior // *Audiol. Neurotol.* 1999. Vol. 4. P. 156–162.
3. *Cassano M., Cassano P.* Retraction pockets of pars tensa in pediatric patients: Clinical evolution and treatment // *Int. J. Pediat. Otorhin.* 2010. Vol. 74, issue 2. P. 178–182.
4. *Couloigner V., Molony N., Viala P., et al.* Cartilage tympanoplasty for posterosuperior retraction pockets of the pars tensa in children // *Otol. Neurot.* 2003. Vol. 24. P. 264–269.
5. *Elkhoury N., Liu H., Funnell W. R. J.* Low-frequency finite-element modeling of the gerbil middle ear // *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 2006. Vol. 7, № 4. P. 399–413.
6. *Esteve D., Dubreuil Ch., Delia Vedova Cl., et al.* Physiologic et physiopathologie de la fonction d'ouverture de la trompe auditive : Apports de la tubomanometrie // *J. Fr. ORL.* 2001. Vol. 50, № 5. P. 233–241.
7. *Fung Y. C.* Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. New York, 1993.
8. *Funnell W. R. J., Laszlo C.* Modelling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-element method // *J. Acoust. Soc. Am.* 1978. Vol. 63, № 5. P. 1461–1467.
9. *Kirikaе J.* The structure and function of middle ear. Tokyo, 1960.
10. *Ladak H. M., Funnell W. R., Decraemer W. F., et al.* A geometrically nonlinear finite-element model of the cat eardrum // *J. Acoust. Soc. Am.* 2006. Vol. 119, issue 5. P. 2859–2868.
11. *Larsen P. L., Tos M.* Ear polyps in posterior superior retraction pockets, herodion. Histopathological and pathogenetic aspects // *J. Oto-Rhino-Laryngol.* 1992. Vol. 54, № 6. P. 328–330.
12. *Lee C. F., Chen J. H., Chou Y. F., et al.* Optimal graft thickness for different sizes of tympanic membrane perforation in cartilage myringoplasty: a finite element analysis // *Laryngoscope.* 2007. Vol. 117, № 4. P. 725–730.

13. Lee C.-F., Hsu L.-P., Chen P.-R., et al. Biomechanical modeling and design optimization of cartilage myringoplasty using finite element analysis // *Audiol. Neurot.* 2006. Vol. 11, № 6. P. 380–388.
14. Lesser T. H. J., Williams K. R. The tympanic membrane in cross section: a finite element analysis // *J. Laryngol. Otol.* 1988. Vol. 102, issue 3. P. 209–214.
15. Mikhasev G. I., Bosiakov S. M., Petrova L. G., et al. Finite-element modelling of the tympanic membrane retraction pocket under negative pressure in the tympanic cavity // *Facta Univ. Ser. Mech. Eng.* 2015. Vol. 13, № 3. P. 249–257.
16. Mikhasev G., Ermochenko S., Bornitz M. On the strain – stress state of the reconstructed middle ear after inserting a malleus – incus prosthesis // *Math. Med. Biol.* 2010. Vol. 27. P. 289–312.
17. Neumann A., Jahnke K. Trommelfellrekonstruktion mit Knorpel: Indikationen, Techniken und Ergebnisse // *HNO.* 2005. Vol. 53, issue 6. P. 573–586.
18. Ohnishi T., Shirahata Y., Fukami M., et al. The atelectatic ear and its classification // *Auris-Nasus-Larynx.* 1985. Vol. 12, suppl. 1. P. 211–213.
19. Tos M., Stangerup S. E., Larsen P. Dynamics of eardrum changes following secretory otitis. A prospective study // *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* 1987. Vol. 113, № 4. P. 380–385.
20. Wada H., Koike T., Kobayashi T. Three-dimensional finite-element method (FEM) analysis of the human middle ear // *Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery* / K.-B. Huttenbrink (ed.). Dresden, 1997. P. 76–81.
21. Wells M. D., Micheals L. Role of retraction pockets in cholesteatoma formation // *Clinic. Otolaryng.* 1983. Vol. 8, issue 1. P. 39–45.
22. Wen Yu.-H., Hsu L.-P., Chen P.-R., et al. Design optimization of cartilage myringoplasty using finite // *Tzu Chi Med. J.* 2006. Vol. 18. P. 370–377.
23. Yung M. Cartilage tympanoplasty: literature review // *J. Laryngol. Otol.* 2008. Vol. 122, issue 7. P. 663–672.

References

1. Ars B., Decraemer W. Tympanic membrane lamina propria and middle ear cholesteatoma. In: M. Tos, J. Thomsen, E. Peitersen (eds). *Cholesteatoma and Mastoid Surgery.* Amsterdam ; Berkeley ; Milano, 1989. P. 429–432.
2. Beer H.-J., Bornitz M., Hardke H.-J., et al. Modeling of components of the human middle ear and simulation of their dynamic behavior. *Audiol. Neurotol.* 1999. Vol. 4. P. 156–162.
3. Cassano M., Cassano P. Retraction pockets of pars tensa in pediatric patients: Clinical evolution and treatment. *Int. J. Pediat. Otorhin.* 2010. Vol. 74, issue 2. P. 178–182. DOI: 10.1016/j.ijporl.2009.11.004.
4. Couloigner V., Molony N., Viala P., et al. Cartilage tympanoplasty for posterosuperior retraction pockets of the pars tensa in children. *Otol. Neurot.* 2003. Vol. 24. P. 264–269.
5. Elkhouri N., Liu H., Funnell W. R. J. Low-frequency finite-element modeling of the gerbil middle ear. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 2006. Vol. 7, No. 4. P. 399–413.
6. Esteve D., Dubreuil Ch., Delia Vedova Cl., et al. Physiology and physiopathology of the eustachian tube opening function : Interest of tubomanometry. *J. Fr. ORL.* 2001. Vol. 50, No. 5. P. 233–241 (in Fr.). DOI: 14559, 35400010218205.0020.
7. Fung Y. C. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues.* New York, 1993.
8. Funnell W. R. J., Laszlo C. Modelling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-element method. *J. Acoust. Soc. Am.* 1978. Vol. 63, No. 5. P. 1461–1467.
9. Kirikae J. *The structure and function of middle ear.* Tokyo, 1960.
10. Ladak H. M., Funnell W. R., Decraemer W. F., et al. A geometrically nonlinear finite-element model of the cat eardrum. *J. Acoust. Soc. Am.* 2006. Vol. 119, issue 5. P. 2859–2868. DOI: 10.1121/1.2188370.
11. Larsen P. L., Tos M. Ear polyps in posterior superior retraction pockets, herodion. Histopathological and pathogenetic aspects. *J. Oto-Rhino-Laryngol.* 1992. Vol. 54, No. 6. P. 328–330. DOI:10.1159/000276325.
12. Lee C. F., Chen J. H., Chou Y. F., et al. Optimal graft thickness for different sizes of tympanic membrane perforation in cartilage myringoplasty: a finite element analysis. *Laryngoscope.* 2007. Vol. 117, No. 4. P. 725–730.
13. Lee C.-F., Hsu L.-P., Chen P.-R., et al. Biomechanical modeling and design optimization of cartilage myringoplasty using finite element analysis. *Audiol. Neurot.* 2006. Vol. 11, No. 6. P. 380–388.
14. Lesser T. H. J., Williams K. R. The tympanic membrane in cross section: a finite element analysis. *J. Laryngol. Otol.* 1988. Vol. 102, issue 3. P. 209–214. DOI: 10.1017/S0022215100104542.
15. Mikhasev G. I., Bosiakov S. M., Petrova L. G., et al. Finite-element modelling of the tympanic membrane retraction pocket under negative pressure in the tympanic cavity. *Facta Univ. Ser. Mech. Eng.* 2015. Vol. 13, No. 3. P. 249–257.
16. Mikhasev G., Ermochenko S., Bornitz M. On the strain – stress state of the reconstructed middle ear after inserting a malleus – incus prosthesis. *Math. Med. Biol.* 2010. Vol. 27. P. 289–312.
17. Neumann A., Jahnke K. Reconstruction of the tympanic membrane applying cartilage: Techniques, indications and results. *HNO.* 2005. Vol. 53, issue 6. P. 573–586 (in Ger.). DOI: 10.1007/s00106-005-1280-8.
18. Ohnishi T., Shirahata Y., Fukami M., et al. The atelectatic ear and its classification. *Auris-Nasus-Larynx.* 1985. Vol. 12, suppl. 1. P. 211–213. DOI: 10.1016/S0385-8146(85)80152-8.
19. Tos M., Stangerup S. E., Larsen P. Dynamics of eardrum changes following secretory otitis. A prospective study. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* 1987. Vol. 113, No. 4. P. 380–385. DOI:10.1001/archotol.1987.01860040042014.
20. Wada H., Koike T., Kobayashi T. Three-dimensional finite-element method (FEM) analysis of the human middle ear. In: K.-B. Huttenbrink (ed.). *Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery.* Dresden, 1997. P. 76–81.
21. Wells M. D., Micheals L. Role of retraction pockets in cholesteatoma formation. *Clinic. Otolaryng.* 1983. Vol. 8, issue 1. P. 39–45. DOI: 10.1111/j.1365-2273.1983.tb01670.x.
22. Wen Yu.-H., Hsu L.-P., Chen P.-R., et al. Design optimization of cartilage myringoplasty using finite. *Tzu Chi Med. J.* 2006. Vol. 18. P. 370–377.
23. Yung M. Cartilage tympanoplasty: literature review. *J. Laryngol. Otol.* 2008. Vol. 122, issue 7. P. 663–672. DOI: 10.1017/S0022215108001813.

Статья поступила в редакцию 17.02.2017.
Received by editorial board 17.02.2017.