

# ОТОЛАРИНГОЛОГИЯ

УДК 611.85:611.715.3:616.285:611.854:611.855

Обзор

## СОВРЕМЕННЫЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ О СРЕДНЕМ УХЕ И ЕГО МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ (ОБЗОР)

**Г. О. Мареев** — ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им В. И. Разумовского, кафедра оториноларингологии, ассистент, кандидат медицинских наук.

### MODERN MATHEMATICAL MODELS OF MIDDLE EAR (REVIEW)

**G. O. Mareev** — *Saratov State Medical University n.a. V. I. Razumovsky, Department of Otolaryngology, Assistant, Candidate of Medical Science.*

Дата поступления — 26.01.2012 г.

Дата принятия в печать — 28.02.2012 г.

**Мареев Г. О. Современные представления о среднем ухе и его математические модели (обзор) // Саратовский научно-медицинский журнал. 2012. Т. 8, № 1. С. 96–100.**

В статье представлен исторический обзор различных методов измерения подвижности структур среднего уха. Показан переход от механических методов измерения с математической аппроксимацией на область малых значений результатов, полученных при измерениях значительных смещений структур среднего уха, возникших при изменении барометрического давления, к методикам исследования непосредственно наносмещений. Описываются основные подходы к построению современных математических моделей среднего уха, в том числе методом конечных элементов.

**Ключевые слова:** среднее ухо, барабанная перепонка, слуховые косточки, метод конечных элементов.

**Mareev G. O. Modern mathematical models of middle ear (review) // Saratov Journal of Medical Scientific Research. 2012. Vol. 8, № 1. P. 96–100.**

The article presents a historical overview of different measurement methods of mobility of middle ear structures. It points out a thorough research of transition from mechanical measurement techniques with mathematical approximation to the nanotechnological methods. The main approaches to modern mathematical models of middle ear construction including finite element method have been described in the work.

**Key words:** middle ear, tympanic membrane, auditory ossicles, finite element method.

Слуховой анализатор человека состоит из периферического и центрального отделов, соединенных проводящими путями. К периферическому отделу относят наружное и среднее ухо, выполняющие функции проведения звукового сигнала, а также внутреннее ухо, обеспечивающее его восприятие. Звуковой сигнал приходит по наружному слуховому проходу в виде периодических волнообразных изменений давления, преобразуется пограничным элементом среднего уха — барабанной перепонкой — в механические вибрации, которые затем передаются слуховыми косточками на жидкости внутреннего уха и, в свою очередь, к рецепторам кортиева органа [1, 2].

Барабанная перепонка стоит под углом 45–50° к линии, проведенной через дно наружного слухового прохода, т.е. ее площадь больше площади наружного слухового прохода. Поперечный размер барабанной перепонки достигает 9,3 мм. Толщина и эластичность барабанной перепонки в различных отделах довольно значительно отличаются. Так, в центральных отделах и на периферии она имеет большую толщину, чем в промежуточной зоне. Максимальная ее толщина 100 мкм, минимальная — 50 мкм. Барабанная перепонка имеет некоторую конусообразность, направленную вершиной (*umbo*, зона прикрепления рукоятки молоточка) внутрь барабанной полости. В барабанной перепонке различают натянутую часть (*pars tensa*) и ненапряженную (*pars flaccida*). Натянутая часть барабанной перепонки вставлена в костное

кольцо (*annulus tympanicus*), и удерживается там за счет кольцевидной связки (*annular ligament*). Основой барабанной перепонки является слой соединительно-тканых волокон, снаружи покрытый эпителием, изнутри — слизистой оболочкой барабанной полости. В соединительно-тканой пластинке, составляющей основу барабанной перепонки, различают несколько видов волокон: радиарные, циркулярные, параболические (передние и задние), полулунные и поперечные. Радиарные волокна распространяются от рукоятки молоточка к периферии; таким образом, в центре их количество максимально. Циркулярные волокна концентрически распространяются вокруг рукоятки молоточка, в верхних отделах приобретая параллельное ей направление. Параболические волокна начинаются от латерального отростка молоточка и продолжают книзу по параболической кривой вокруг рукоятки молоточка. В нижних отделах барабанной перепонки имеются короткие поперечные волокна, идущие горизонтально. Полулунные волокна укрепляют край барабанной перепонки, отходя от кольцевидной связки [3, 4].

Три слуховые косточки — молоточек, стремя и наковальня — образуют подвижную цепь передачи сигнала от барабанной перепонки к овальному окну. Эти три косточки соединены между собой двумя суставами; третьим соединением в этой системе является крепление основания стремени в овальном окне — синдесмоз (*syndesmosis tympanostapedial*). В первом из этих суставов — наковально-молоточковом (*art. incudomallearis*) сочленяющиеся суставные поверхности покрыты хрящом; сустав имеет седловидную форму, расстояние между суставными поверхностями

**Ответственный автор** — Мареев Глеб Олегович.  
Адрес: 410012 г. Саратов ул. Сакко и Ванцетти, 34, кв. 29.  
Тел.: 8–9053692597.  
E-mail: jey\_trasher@mail.ru

ми в нем около 150 мкм; эластичная синовиальная капсула удерживает сустав. Учитывая форму суставной поверхности, подвижность сустава ограничена ротационными движениями вокруг оси, проходящей в передне-заднем направлении через короткий отросток наковальни и передний отросток молоточка. Выпуклая поверхность чечевицеобразного отростка (*processus lenticularis*) и соответствующая ей впадина на головке стремени образуют наковально-стремяной сустав (*art. incudostapedia*). Это также настоящий синовиальный сустав, с синовиальными хрящевыми поверхностями и суставной капсулой [5]. Последняя обладает большой податливостью, ввиду чего возможен довольно большой объем движений в этом суставе. Крепление стремени выполнено с помощью кольцевидной связки, характер и расположение волокон которой детально изучены Eyster [1]. В этом соединении возможны как толкательные движения основания стремени, так и движения ротационного характера.

В механике среднего уха имеет огромное значение связочный аппарат — передняя, задняя, верхняя и боковая молоточковые связки, задняя связка наковальни, при помощи которых слуховые косточки удерживаются в подвешенном состоянии в барабанной полости. Имеются две мышцы — мышца, натягивающая барабанную перепонку, и стремянная мышца, заключенные в костные каналы и связанные соответствующими сухожилиями с цепью слуховых косточек. Действие этих мышц заключается в основном в уменьшении количества энергии, проводимого цепью слуховых косточек. Особый интерес представляет акустический рефлекс — ответ внутрибарабанных мышц на раздражение интенсивными звуками. У человека, по мнению большинства авторов, акустический рефлекс является главным образом, результатом сокращения стремянной мышцы; мышца, напрягающая барабанную перепонку, отвечает только на чрезмерно интенсивные звуки [1, 2, 6, 7]. Так, в опытах на крысах было показано, что акустический рефлекс вызывается на 3 кГц при уровне звукового давления 57 дБ, при этом его порог увеличивается к высшим частотам и уменьшается к низким с шагом приблизительно 18 дБ на октаву [8]. Для человека общепринятыми считается появление акустического рефлекса при уровне звукового давления 75±5 дБ для широкополосных звуковых стимулов, для тонов 500–4000 Гц — 80–90 дБ. При уменьшении длительности стимулов, начиная от 1000 до 10 мс, пороги акустического рефлекса повышаются в среднем на 30 дБ [9–11].

В настоящее время считается, что имеется главная ось ротации слуховых косточек, проходящая от передней молоточковой складки к задней наковальной связке, а также ось совместной гравитации, проходящая через центры тяжести молоточка и наковальни [3]. При вращении вокруг единой оси происходит усиление колебаний барабанной перепонки за счет рычажного эффекта, так как рукоятка молоточка в 1,2–3,5 раза длиннее, чем последующие элементы цепи слуховых косточек практически у всех млекопитающих [12].

Сами колебания барабанной перепонки впервые были теоретически обоснованы Helmholtz (1869, 1877) [13]. Он предложил теорию, согласно которой колебания барабанной перепонки можно рассматривать как колебания вогнутой мембраны и одним из механизмов усиления колебаний является то, что в центре барабанной перепонки за счет ее вогнутости наблюдается большее смещение, чем по краям. Соотношения кривизны барабанной перепонки, согласно этой теории, зависят от взаимодействия между натяжением радиальных и циркулярных волокон, при

этом циркулярные волокна должны быть растяжимыми в отличие от радиальных. Dahmann (1930) [14] и Esser (1947) [15] экспериментально поддержали теорию Helmholtz. Guelke и Keen (1949) [16] доказали значение мышцы, натягивающей барабанную перепонку в изменении ее кривизны и поддержании должного натяжения. Критику теории Helmholtz высказал Bekesy (1941), который экспериментально доказал, что 65% барабанной перепонки жестко соединено с рукояткой молоточка, таким образом барабанная перепонка вибрирует как подвешенная пластина [6]. Кроме того, он не нашел существенной разницы между эластичностью радиальных и циркулярных волокон. Wever и Lawrence (1954) [17], также не смогли воспроизвести результатов Helmholtz, Hartmann (1971) [18], указав на ошибку в вычислениях Helmholtz. Впрочем, с изобретением более современных методов исследования колебаний барабанной перепонки Khanna Tonndorf (1972) было показано, что барабанная перепонка колеблется на низких частотах по законам, близким к указанным Helmholtz, однако жестко связанные с рукояткой молоточка участки подчиняются зависимостям, указанным Bekesy. Современными исследованиями показано, что, хотя область рукоятки молоточка колеблется меньше, чем другие участки барабанной перепонки в среднем, кривизна барабанной перепонки, несомненно, имеет значение в усилении передачи вибрации на слуховые косточки, однако ее величина значительно меньше, чем это предполагалось Helmholtz [19, 20].

Среднее ухо служит в качестве выравнивающего преобразователя импеданса, позволяя эффективно передавать энергию из воздуха в улитку. На базе этого понятия с помощью метода электроакустических аналогий строится математическая модель, предложенная Zwislocki [21], которая носит название «*электрической модели*». Компоненты среднего уха представлены здесь в виде электронных компонентов, составляющих эту механическую систему и связанных между собой системой уравнений, описывающих взаимосвязи между этими компонентами [1, 2]. Данный метод используется и в настоящее время, так как позволяет описывать основные взаимосвязи между структурами среднего уха наиболее наглядно, а также не представляет особых сложностей при расчетах.

Другой подход к моделированию среднего уха предлагает «*механическая модель*», в которой каждый компонент системы описывается в виде объекта, имеющего определенные механические и физические свойства. Фактически при помощи таких моделей наиболее полно описывается поведение механических систем, в отличие от электрических моделей-аналогов. Наибольшее распространение среди них получил метод «конечных элементов» (*finite element method, FEM*) [22]. В этом случае все объекты системы разбиваются на составные части в трехмерном пространстве, каждая из которых обладает строго заданными механическими свойствами, своим способом соединения с окружающими частями, что описывается довольно сложными и, самое главное, весьма многочисленными системами уравнений. Поэтому метод конечных элементов получил широкое распространение лишь в последние десятилетия с развитием компьютерной техники. Среди этих моделей существуют твердотельные модели, позволяющие изучать поведение только твердых структур среднего уха [23, 24], а также полные модели, которые позволяют изучать и поведение упругих структур, таких, как барабанная перепонка [25–30].

Используя эти модели, можно проводить как статическое, так и динамическое моделирование с наглядным выводом трехмерной картины изучаемой структуры.

Funnell и Laszlo [31] впервые применили в 1978 г. этот метод для построения модели барабанной перепонки кошки, состоявшей из 12 элементов. При звуковом давлении в 100 дБ модель давала смещения барабанной перепонки порядка 250 нм в зоне *umbo*, что хорошо согласуется с экспериментальными данными Khanna и Tonndorff (1972) [32]. В 1981 г. Funnell построил модель цепи слуховых косточек, состоявшую из конечных элементов [33]. Позднее неоднократно моделировалась барабанная перепонка как из твердых (пластинчатых) элементов, так и из гибких. В 1992 г. детально изучалось поведение рукоятки молоточка, которая, как утверждалось, может рассматриваться как упругий элемент системы [34]. На основании изучения этой модели авторами был сделан вывод о частотной зависимости поведения рукоятки молоточка, о зависимости характера этого поведения от толщины рукоятки молоточка, варьирующейся у различных субъектов, а также, возможно, в связи с возрастным изменением ее параметров. Более сложными версиями этой модели подтверждается сложный характер вибраций барабанной перепонки на частотах выше 2 кГц и выявляется строгая частотная зависимость фазы и амплитуды колебаний различных ее участков [35].

Модель барабанной перепонки человека методом конечных элементов впервые была построена Lesser и Williams [30], которые базировались на работе Kirikae (1960) [36], содержащей точные данные о строении барабанной перепонки у 25 лиц, вторыми были проведены исследования при моделировании статической нагрузки на барабанную перепонку, равной приблизительно уровню звукового давления 100 дБ. Установлено, что барабанная перепонка имеет различную подвижность в разных отделах, а также отмечена высокая степень влияния связочного аппарата, подвешивающего слуховые косточки, на смещение барабанной перепонки. В последующих работах [37] авторами исследовалась подвижность модели барабанной перепонки при звуковых воздействиях. В целом авторы пришли к выводу о том, что основные слои барабанной перепонки не подчиняются закону Гука, хотя составляющие их волокна являются упругими телами, в основном подчиняющимися этому закону.

Улучшенная методика для построения модели барабанной перепонки была применена учеными под руководством Dresher и Schmidt из Дрездена [27]. Для точного снятия геометрических параметров барабанной перепонки использовался сканирующий электронный микроскоп. Была построена модель из 40 элементов с 85 параметрами, описывающая свойства трупного препарата барабанной перепонки.

Одним из первых модель среднего уха методом конечных элементов выполнил Hiroshi Wada (1992). Впервые учеными была построена цепь слуховых косточек, соединенная с барабанной перепонкой и имеющая в своем составе гибкие соединения в области суставов между слуховыми косточками [29]. Согласно этой модели общее смещение барабанной перепонки составляет до 120 нм на низких частотах. Барабанная перепонка колеблется по-разному на различных частотах, также ее части имеют неодинаковые фазу и амплитуду колебаний, на основании чего выделены изофазные регионы барабанной перепонки, совершающие приблизительно одинаковые движения. Эти регионы меняются с изменением частоты стимулирую-

щего сигнала. В целом результаты опытов дополняют и расширяют значения, полученные Bekesy (1941) [6].

Eiberger с соавт. [38], базируясь на данных литературы [36, 39], предложили свою модель среднего уха, состоящую из крупных твердых тел — слуховых косточек с гибкими связями между ними. Модель тестировалась в диапазоне частот 600–6500 Гц и показала результаты, сравнимые с измерениями на трупных костях при помощи лазерного доплеровского вибрметра.

Всеми авторами отмечается большое влияние выбранных параметров математической модели барабанной перепонки на ее резонансные частоты (наибольшее значение при этом имеет модуль Юнга). Кроме этого, отмечается, что слуховые косточки человека могут рассматриваться как твердые тела в диапазоне 0.3–3.5 кГц, за пределами этого диапазона слуховые косточки также превращаются в упругие элементы [26].

Ladak с соавт. [40] построили геометрическую нелинейную модель барабанной перепонки кошки на основании экспериментальных данных и исследовали ее поведение при барометрических нагрузках  $\pm 2.2$  кПа. При этом были получены отклонения барабанной перепонки на  $\pm 300$ – $350$  нм и составлены карты регионов равных смещений барабанной перепонки при одинаковом давлении.

Ferris и Prendergast [41] использовали подобную модель на основе метода конечных элементов для выявления влияния установки протеза стремени в цепь слуховых косточек с частичной или полной их заменой. Авторы выявили значительные изменения в передаче колебаний. Так, в модели нормального уха колебания стремени затухали с ростом частоты от величин  $10^{-8}$  м на низких частотах до  $10^{-10}$  м на частоте 3 кГц, с несколькими резонансными пиками, из которых самый значительный обнаруживался на частоте 1 кГц. В модели уха с выполненным протезированием появлялись дополнительные резонансы и провалы на амплитудно-частотной характеристике. Авторами сделан вывод, что система слуховых косточек имеет достаточную гибкость для согласования импеданса, но в то же время и достаточную жесткость всей системы, чтобы не создавать паразитных резонансов.

Наиболее полная в настоящий момент модель среднего уха на основе метода конечных элементов выполнена Ferrazini [42]. В модели использовано моделирование на основе нативных препаратов. Дегидратированные слуховые косточки были подвергнуты сканированию с помощью специального микро-компьютерного томографа  $\mu$ СТ фирмы SCANCO Medical AG. На основании этого получены точные данные о расположении микрополостей и системы гаверсовых каналов в телах слуховых косточек, точно определены их геометрические параметры. Плотность слуховых косточек определена при помощи аналитических весов. При реконструкции авторы исходили из принципа искривленной мембраны Гельмгольца, слуховые косточки считались твердыми телами с гибкими соединениями. Геометрический размер модели составил  $108 \times 108 \times 108$  мкм. Модель лимитирована измерением до 4.5 кГц ввиду указанных особенностей выбранного способа представления слуховых косточек и суставов. Автор также провел сравнение собственной модели с измерениями, выполненными им же при помощи лазерного доплеровского вибрметра. Была подтверждена линейная зависимость смещения барабанной перепонки от уровня звукового давления в диапазоне от 50 до 90 дБ. На модели доказана возможность смещения барабанной перепонки при уровне зву-

кового давления 90 дБ в среднем на 0.5–1.0 мкм. При исследовании результаты оказались несколько ниже, хотя характер амплитудно-частотной кривой в целом близок к модельному. Кроме того, обнаружен различный характер колебаний барабанной перепонки в зависимости от частоты, так же как и в опытах Wada [29]. Показано, что разные части барабанной перепонки имеют разную амплитуду и фазу колебаний. Наибольшие смещения отмечаются в заднем квадранте барабанной перепонки, наименьшие — в области *umbo*. Амплитуда колебаний наибольшая на низких частотах и постепенно убывает с ростом частоты свыше 1.5-2кГц.

Таким образом, необходимо признать, что моделирование структур среднего уха и их микромеханики является в настоящее время одной из актуальнейших проблем современной фундаментальной физиологии слуха, разрешить которую различными способами пытаются на протяжении последних двух веков. Вначале с анатомических позиций были созданы первые механические модели среднего уха. В дальнейшем определенное время понятия физиологии среднего уха строились на основании представления его как системы незначительного числа упругих и жестких элементов либо как аналога электрической цепи с небольшим числом элементов. В настоящее время в связи с развитием высокоразрешающей компьютерной томографии, техники математического анализа трехмерных моделей, с заданием всем элементам модели определенных дискретных физических свойств (ФЕМ-анализ) удалось вплотную приблизиться к пониманию сложных механических процессов, происходящих в среднем ухе.

**Заключение.** В настоящее время существуют достаточно полные модели среднего уха. Очевидно, что повсеместно наблюдается отход от распространенной прежде простой «электрической модели» (или «импедансной модели»), которая остается главенствующей лишь при решении общих вопросов или при использовании различных методов исследования слуха (например, импедансометрии). Наибольшую популярность в последнее время приобретают компьютерные 3-D-модели, выполненные при помощи метода конечных элементов («finite elements»), что дает возможность рассчитывать поведение целых структур на основании свойств отдельных составляющих их частей. Проведенные современными исследователями измерения колебаний барабанной перепонки и структур среднего уха обеспечивают большую степень достоверности при наложении на подобные трехмерные модели.

**Конфликт интересов.** Исследование проведено при поддержке гранта «УМНИК» ФС МП НТС. Правообладателями патентов на описанные в публикации методики и устройства являются их авторы.

#### Библиографический список

1. Кобрак Г. Среднее ухо. М.: Медгиз, 1963. 455 с.
2. Гельфанд С. А. Слух: введение в психологическую и физиологическую акустику. М.: Медицина, 1984. 128 с.
3. Стратиева О. В. Клиническая анатомия уха: учеб. пособие. М.: Спец. Лит., 2004. 272 с.
4. Tympanic membrane collagen fibers: a key to high-frequency sound conduction/K. N. O'Connor, M. Tam, N. H. Blevins [et al.] // *Laryngoscope*. 2008. Vol. 118 (3). P. 483–490.
5. Willi U. B., Ferrazzini M. A., Huber A. M. The incudomalleolar joint and sound transmission losses // *Hear. Res.* 2002. Vol. 174. P. 32–44.
6. Békésy Gv. On the measurement of the amplitude of vibration of the ossicles with a capacitive probe // *Akust. Zeitschr.* 1941. № 6. S. 1–16 [нем.]

7. Wada, H., Kobayashi T., Suetake M. Dynamic behavior of the middle ear frequency tympanometry // *Audiology*. 1989. Vol. 28 (3). P. 127–134.
8. The acoustic middle ear muscle reflex in albino rats/K. Murata, S. Ito, J. Horikawa [et al.] // *Hear. Res.* 1986. Vol. 23. P. 169–183.
9. Мороз Б. С., Базаров В. Г. Акустический рефлекс как объективный метод оценки порога слуховой чувствительности // *Вестн. оторинолар.* 1976. № 2. С. 29–34.
10. Основы аудиологии и слухопротезирования/В. Г. Базаров, В. А. Лисовский, Б. С. Мороз [и др.]. М.: Медицина, 1984. 252 с.
11. Brooks D. N. Middle-ear impedance measurements in screening // *Audiology*. 1977. Vol. 16 (4). P. 288–293.
12. Hanken J., Hall B. K. *The Skull*. Vol. 3: Functional and Evolutionary Mechanisms. Chicago: University of Chicago Press, 1993. 425 p.
13. Hermann L. F., Helmholtz M. D. *On the Sensations of Tone as a Physiological Basis for the Theory of Music* (Fourth ed.). Longmans, Green, and Co, 1912. 128 p.
14. Dahman H. On the physiology of hearing experimental studies on the mechanics of the ossicular chain, as well as on the behaviours of tones and air pressure // *I. Zeitschr Hals Nas Ohrenhkl.* 1930. № 27. S. 329–368. [нем.]
15. Esser M. H. The mechanism of the middle ear. II: The drum // *Bull. Math. Biophys.* 1941. Vol. 9. P. 75–91.
16. Guelke R., Keen J. A. A study of the movements of the auditory ossicles under stroboscopic illumination // *J. Physiol.* 1952. Vol. 116 (2). P. 175–188.
17. Wever E. G., Lawrence M. *Physiological acoustics*. Princeton University Press. 454 p.
18. Hartman W. An error in Helmholtz's calculation of the displacement of the tympanic membrane // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1971. Vol. 49. P. 13–17.
19. Akache F., Funnell W. R. J., Daniel S. J. An experimental study of tympanic membrane and manubrium vibrations in rats // *Audiol. Neurotol.* 2007. Vol. 12. P. 59–63.
20. Vibration measurement of the tympanic membrane of guinea pig temporal bones using time-averaged speckle pattern interferometer/H. Wada, M. Ando, A. Takeuchi [et al.] // *J. Acoust. Soc. Amer.* 2002. Vol. 111. P. 2189–2199.
21. Zwislocki J. Analysis of some auditory characteristics // *Handbook of Mathematical Psychology*/R. D. Luce, R. R. Bush, E. Galanter (Eds.). New York, 1965. Vol. III. P. 1–97.
22. Bathe K. J. Remarks on the Development of Finite Element Methods and Software // *Int. J. of Computer Applications in Technology*. Vol. 7. Nos. 3–6. P. 101–107.
23. Eiber A., Kauf A. Berechnete Verschiebungen der Mittelohrknochen unter statischer Belastung // *HNO*. 1994. № 42. S. 754–759. [нем.]
24. Erste Vergleiche von Laservibrometriemessung und Computersimulation/A. Eiber, A. Kauf, N. M. Maassen [et al.] // *HNO*. 1997. № 45. S. 538–544 [нем.]
25. Modelling of components of the human middle ear and simulation of their dynamic behavior/H. J. Beer, M. Bornitz, H. J. Hardtke [et al.] // *Audiol. Neuro-otol.* 1999. Vol. 4. P. 156–162.
26. Identification of Parameters for the Middle Ear Model/M. Bornitz, T. Zahnert, H. J. Hardtke [et al.] // *Audiology & Neurotology*. 1999. Vol. 4. P. 163–169.
27. Drescher J., Schmidt R., Hardtke H. J. Finite-Elemente-Modellierung und Simulation des menschlichen Trommelfells // *HNO*. 1992. № 46 (2). S. 129–134 [нем.]
28. Vibroacoustic modelling of the outer and middle ear using the finite-element method/P. J. Prendergast, P. Ferris, H. J. Rice [et al.] // *Audiol. Neuro-otol.* 1999. Vol. 4. P. 185–191.
29. Wada H., Metoki T., Kobayashi T. Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite-element method // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1992. Vol. 92. P. 3157–3168.
30. Williams K. R., Lesser T. H. J. Natural frequencies of vibration of a fibre supported human tympanic membrane analysed by the finite element method // *Clinical Otolaryngology & Allied Sciences*. 1993. Vol. 18 (5). P. 375–386.
31. Funnell W. R., Laszlo C. A. Modeling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-element method // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1978. Vol. 63 (5). P. 1461–1467.
32. Khanna S. M., Tonndorf J. Tympanic membrane vibrations in cats studied by time-averaged holography // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1972. Vol. 51. P. 1904–1920.

33. Funnell W.R. On the undamped natural frequencies and mode shapes of a finite-element model of the cat eardrum. // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1983. Vol. 73 (5). P. 1657–1661.
34. Funnell W.R., Khanna S.M., Decraemer W.F. On the degree of rigidity of the manubrium in a finite-element model of the cat eardrum. // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1992. Vol. 91 (4 Pt. 1). P. 2082–2090.
35. Funnell W.R., Decraemer W.F., Khanna S.M. On the damped frequency response of a finite-element model of the cat eardrum // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1987. Vol. 81 (6). P. 1851–1859.
36. Kirikae I. The structure and function of the middle ear. Tokyo: University of Tokyo Press, 1960. 430 p.
37. Williams K.R., Blayney A.W., Lesser T.H. J. A 3-D finite element analysis of the natural frequencies of vibration of a stapes prosthesis replacement reconstruction of the middle ear // *Clin. Otolaryngol.* 1995. Vol. 20. P. 36–44.
38. Dynamics of Middle Ear Prostheses — Simulations and Measurements/A. Eiber, H.-G. Freitag, C. Burkhardt C. [et al.] // *Audiol. Neurootol.* 1999. Vol. 4. P. 178–184.
39. Huttenbrink K.B. The mechanics of the middle ear at static air pressures: The roles of the ossicular joints, the function of the middle-ear muscles and the behavior of stapedia prostheses // *Acta Oto-Laryngol.* 1988. Suppl. 451. P. 35.
40. A geometrically nonlinear finite-element model of the cat eardrum/H.M. Ladak, W.R. Funnell, W.F. Decraemer [et al.] // *J. Acoust. Soc. Amer.* 2006. Vol. 119 (5 Pt. 1). P. 2859–2868.
41. Ferris P., Prendergast P.J. Middle-ear dynamics before and after ossicular replacement // *J. Biomech.* 2000. Vol. 33 (5). P. 581–590.
42. Ferrazzini M., Dillier N. Mechanisch-akustische Analysen des Mittelohrs zur Optimierung von Hörprothesen. Aufbau eines Computermodells // *Schweizerisches Medizin-Forum*, 2002. Suppl. S. 45–48 [нем.].
18. Hartman W. An error in Helmholtz's calculation of the displacement of the tympanic membrane // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1971. Vol. 49. P. 13–17.
19. Akache F., Funnell W.R. J., Daniel S.J. An experimental study of tympanic membrane and manubrium vibrations in rats // *Audiol. Neurootol.* 2007. Vol. 12. P. 59–63.
20. Vibration measurement of the tympanic membrane of guinea pig temporal bones using time-averaged speckle pattern interferometer/H. Wada, M. Ando, A. Takeuchi [et al.] // *J. Acoust. Soc. Amer.* 2002. Vol. 111. P. 2189–2199.
21. Zwislocki J. Analysis of some auditory characteristics // *Handbook of Mathematical Psychology/R. D. Luce, R.R. Bush, E. Galanter (Eds.).* New York, 1965. Vol. III. P. 1–97.
22. Bathe K.J. Remarks on the Development of Finite Element Methods and Software // *Int. J. of Computer Applications in Technology.* Vol. 7. Nos. 3–6. P. 101–107.
23. Eiber A., Kauf A. Berechnete Verschiebungen der Mittelohrknochen unter statischer Belastung // *HNO.* 1994. № 42. S. 754–759. [нем.].
24. Erste Vergleiche von Laservibrometriemessung und Computersimulation/A. Eiber, A. Kauf, N.M. Maassen [et al.] // *HNO.* 1997. № 45. S. 538–544 [нем.].
25. Modelling of components of the human middle ear and simulation of their dynamic behavior/H.J. Beer, M. Bornitz, H.J. Hardtke [et al.] // *Audiol. Neuro-otol.* 1999. Vol. 4. P. 156–162.
26. Identification of Parameters for the Middle Ear Model/M. Bornitz, T. Zahnert, H.J. Hardtke [et al.] // *Audiology & Neurotology.* 1999. Vol. 4. P. 163–169.
27. Drescher J., Schmidt R., Hardtke H.J. Finite-Elemente-Modellierung und Simulation des menschlichen Trommelfells // *HNO.* 1992. № 46 (2). S. 129–134 [нем.].
28. Vibroacoustic modelling of the outer and middle ear using the finite-element method/P.J. Prendergast, P. Ferris, H.J. Rice [et al.] // *Audiol. Neuro-otol.* 1999. Vol. 4. P. 185–191.
29. Wada H., Metoki T., Kobayashi T. Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite-element method // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1992. Vol. 92. P. 3157–3168.
30. Williams K.R., Lesser T.H. J. Natural frequencies of vibration of a fibre supported human tympanic membrane analysed by the finite element method // *Clinical Otolaryngology & Allied Sciences.* 1993. Vol. 18 (5). P. 375–386.
31. Funnell W.R., Laszlo C.A. Modeling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-element method // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1978. Vol. 63 (5). P. 1461–1467.
32. Khanna S.M., Tonndorf J. Tympanic membrane vibrations in cats studied by time-averaged holography // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1972. Vol. 51. P. 1904–1920.
33. Funnell W.R. On the undamped natural frequencies and mode shapes of a finite-element model of the cat eardrum. // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1983. Vol. 73 (5). P. 1657–1661.
34. Funnell W.R., Khanna S.M., Decraemer W.F. On the degree of rigidity of the manubrium in a finite-element model of the cat eardrum. // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1992. Vol. 91 (4 Pt. 1). P. 2082–2090.
35. Funnell W.R., Decraemer W.F., Khanna S.M. On the damped frequency response of a finite-element model of the cat eardrum // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1987. Vol. 81 (6). P. 1851–1859.
36. Kirikae I. The structure and function of the middle ear. Tokyo: University of Tokyo Press, 1960. 430 p.
37. Williams K.R., Blayney A.W., Lesser T.H. J. A 3-D finite element analysis of the natural frequencies of vibration of a stapes prosthesis replacement reconstruction of the middle ear // *Clin. Otolaryngol.* 1995. Vol. 20. P. 36–44.
38. Dynamics of Middle Ear Prostheses — Simulations and Measurements/A. Eiber, H.-G. Freitag, C. Burkhardt C. [et al.] // *Audiol. Neurootol.* 1999. Vol. 4. P. 178–184.
39. Huttenbrink K.B. The mechanics of the middle ear at static air pressures: The roles of the ossicular joints, the function of the middle-ear muscles and the behavior of stapedia prostheses // *Acta Oto-Laryngol.* 1988. Suppl. 451. P. 35.
40. A geometrically nonlinear finite-element model of the cat eardrum/H.M. Ladak, W.R. Funnell, W.F. Decraemer [et al.] // *J. Acoust. Soc. Amer.* 2006. Vol. 119 (5 Pt. 1). P. 2859–2868.
41. Ferris P., Prendergast P.J. Middle-ear dynamics before and after ossicular replacement // *J. Biomech.* 2000. Vol. 33 (5). P. 581–590.
42. Ferrazzini M., Dillier N. Mechanisch-akustische Analysen des Mittelohrs zur Optimierung von Hörprothesen. Aufbau eines Computermodells // *Schweizerisches Medizin-Forum*, 2002. Suppl. S. 45–48 [нем.].

### Translit

1. Kobrak G. Srednee uho. M.: Medgiz, 1963. 455 s.
2. Gelfand S.A. Sluh: vvedenie v psihologicheskuyu i fiziologicheskuyu akustiku. M.: Medicina, 1984. 128 s.
3. Stratieva O.V. Klinicheskaja anatomija uha: ucheb. posobie. M.: Spec. Lit., 2004. 272 c.
4. Tympanic membrane collagen fibers: a key to high-frequency sound conduction/K.N. O'Connor, M. Tam, N.H. Blevins [et al.] // *Laryngoscope.* 2008. Vol. 118 (3). P. 483–490.
5. Willi U.B., Ferrazzini M.A., Huber A.M. The incudo-malleolar joint and sound transmission losses // *Hear. Res.* 2002. Vol. 174. P. 32–44.
6. Békésy Gv. On the measurement of the amplitude of vibration of the ossicles with a capacitive probe // *Akust. Zeitschr.* 1941. № 6. S. 1–16 [нем.].
7. Wada, H., Kobayashi T., Suetake M. Dynamic behavior of the middle ear frequency tympanometry // *Audiology.* 1989. Vol. 28 (3). P. 127–134.
8. The acoustic middle ear muscle reflex in albino rats/K. Murata, S. Ito, J. Horikawa [et al.] // *Hear. Res.* 1986. Vol. 23. P. 169–183.
9. Moroz B.S., Bazarov V.G. Akusticheskij refleks kak obektivnyj metod ocenki poroga sluhovoj chuvstvitel'nosti // *Vestn. otorinolar.* 1976. № 2. C. 29–34.
10. Osnovy audiologii i sluhoprotezirovanija/V.G. Bazarov, V.A. Lisovskij, B.S. Moroz [i dr.]. M.: Medicina, 1984. 252 s.
11. Brooks D.N. Middle-ear impedance measurements in screening // *Audiology.* 1977. Vol. 16 (4). P. 288–293.
12. Hanken J., Hall B.K. The Skull. Vol. 3: Functional and Evolutionary Mechanisms. Chicago: University of Chicago Press, 1993. 425 p.
13. Hermann L.F., Helmholtz M.D. On the Sensations of Tone as a Physiological Basis for the Theory of Music (Fourth ed.). Longmans, Green, and Co, 1912. 128 p.
14. Dahman H. On the physiology of hearing experimental studies on the mechanics of the ossicular chain, as well as on the behaviours of tones and air pressure // *I. Zeitschr Hals Nas Ohrenhkl.* 1930. № 27. S. 329–368. [нем.].
15. Esser M.H. The mechanism of the middle ear. II: The drum // *Bull. Math. Biophys.* 1941. Vol. 9. P. 75–91.
16. Guelke R., Keen J.A. A study of the movements of the auditory ossicles under stroboscopic illumination // *J. Physiol.* 1952. Vol. 116 (2). P. 175–188.
17. Wever E.G., Lawrence M. Physiological acoustics. Princeton University Press. 454 p.