

* *
*

УДК 537.31

В.П. ДЕМКИН, С.В. МЕЛЬНИЧУК, П.П. ЩЕТИНИН, Г. КИНГМА, Р. ВАН ДЕ БЕРГ

ЭЛЕКТРОФИЗИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА И ОПРЕДЕЛЕНИЕ ИМПЕДАНСА ТКАНЕЙ ВЕСТИБУЛЯРНОГО ЛАБИРИНТА*

Предложена детализированная электрическая модель распространения тока через ткани вестибулярного лабиринта на основе анатомической структуры лабиринта, с учетом электрофизических свойств волосковых и базиллярных клеток нейроэпителия. Получены формулы для импеданса вестибулярного органа и проведены расчеты фазовых смещений стимулирующего тока на основе экспериментальных данных об электрофизических и анатомических характеристиках тканей вестибулярного лабиринта морской свинки. Исследована дисперсия импеданса в интервале частот 10^1 – $5 \cdot 10^4$ Гц. Показано, что фазовое смещение тока по отношению к напряжению, приложенному между электродом и вестибулярным нервом, имеет немонотонный характер в зависимости от частоты. Минимальное отрицательное значение фазового смещения тока наблюдается при $f = 200$ Гц. Учет клеточных структур волосковых и базиллярных клеток в электрической цепи показывает, что в рассматриваемом интервале частот они вносят существенный вклад в общий импеданс. Предложенная электрическая модель и результаты расчетов могут служить основой для диагностики заболеваний вестибулярного лабиринта и проектирования нового типа вестибулярных имплантов.

Ключевые слова: электрический ток, импеданс биологических тканей, электрическая модель, вестибулярный лабиринт, вестибулярный имплант.

Введение

Одним из современных подходов к изучению закономерностей, лежащих в основе функционирования биологических систем, является физико-математическое моделирование [1–4] – создание математических моделей на основе физических принципов и механизмов физиологических процессов. Биологические системы относятся к сложным системам, отличающимся гетерогенной структурой тканей и нелинейным характером протекания физиологических процессов, что требует нетривиального подхода к построению их физико-математических моделей. Степень детализации такой модели зависит от уровня экспериментальной изученности биологического органа, его анатомической структуры, морфологических особенностей и точности измерения характеристик физиологических процессов.

Вестибулярная система человека является одной из самых сложных сенсорных систем, отвечающей за генерацию и передачу в мозг информации о положении тела в пространстве и его движении. Отсутствие этой информации вызывается рядом заболеваний, частой причиной которых являются патологические процессы в органах внутреннего уха [5]. Несмотря на огромный объем проводимых в мире фундаментальных и прикладных исследований по данной тематике, в настоящее время эффективных методов лечения вестибулярной дисфункции не существует; единственным эффективным методом для радикального восстановления вестибулярной функции является имплантация: замена вестибулярного органа протезом – искусственным детектором движения и связанным с ним электрическим стимулятором, который генерирует электрические сигналы в вестибулярном нерве для передачи в головной мозг [6]. Имеющиеся сегодня образцы вестибулярных имплантов пока еще далеки от совершенства [7, 8]. Одной из причин этого является несовершенство передаточной функции, которая отражает качество электрического сигнала, поступающего в вестибулярный нерв от стимулирующего электрода. Стимулирующий электрический импульс от электрода, проходя через ткани вестибулярного органа, испытывает влияние импеданса биологической ткани, что приводит к изменению его амплитудно-частотных характеристик. Задача нахождения оптимального режима электрической стимуляции вестибулярного нерва – задание формы и амплитудно-частотных параметров импульса тока для улучшения передаточной функции – явля-

* Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 17-15-01249).

ется на сегодня наиболее актуальной, так как ее решение позволяет совершенствовать вестибулярный имплант.

Несмотря на обилие исследований в данной области, электрофизиологические механизмы работы вестибулярного аппарата человека еще не достаточно изучены, поскольку диагностика его *in vivo* очень сложна. В таких случаях эффективным методом является физико-математическое моделирование и последующее сравнение результатов расчетов с экспериментами на лабораторных животных, основанные на подобию физиологических процессов, протекающих в вестибулярном лабиринте животных и человека [9–12], и влиянии этих процессов на электрические свойства биологических тканей. Так, в работе [13] предложена электрическая модель распространения тока через ткани вестибулярного лабиринта человека на основе пятиэлементной схемы замещения Максвелла [14].

Целью настоящей работы является совершенствование разработанной модели с учетом электропроводящих свойств волосковых (сенсорных) и базиллярных (поддерживающих) клеток в электрической схеме замещения вестибулярного лабиринта. На основе данной модели проведен численный эксперимент для исследования распространения электрического тока через гетерогенную биологическую среду вестибулярного лабиринта морской свинки и влияния импеданса среды на фазовые характеристики стимулирующего тока.

Описание модели

В настоящее время устройство вестибулярной системы изучено подробно, однако это не отражает полного понимания процессов и механизмов формирования потенциала действия и его распространения в вестибулярном нерве, более того, использование уже имеющихся физико-математических моделей вестибулярного лабиринта [15] не дает возможности создавать адекватные функциональные аналоги в вестибулярном импланте. Разработанные математические модели физиологических процессов часто основаны на упрощающих предположениях, результаты их во многом противоречат друг другу и данным эксперимента по тестированию вестибуло-окулярных эффектов [16]. В связи с этим особое значение придается разработке комплексных физико-математических моделей, описывающих механизмы распространения электрических импульсов от стимулирующих электродов вестибулярного импланта, на основе знаний о структуре и электрофизических свойствах биологических тканей, детализированного описания физических процессов протекания электрического тока и последующей верификации этих моделей в сравнении с экспериментом. Таким образом, формулировка и построение физико-математической модели изучаемых объектов – это, как правило, процесс ее постоянного совершенствования, направленный на достижение максимального количественного соответствия между расчетными и экспериментальными данными.

Расчеты [13] и экспериментальные исследования [16–19] показали, что электроимпедансные характеристики тканей вестибулярного лабиринта значительно изменяют амплитудно-фазовые характеристики стимулирующего импульса тока.

В настоящей работе на примере вестибулярного органа морской свинки предлагается более точная физико-математическая модель электрической схемы замещения вестибулярного лабиринта на основе детализированной анатомической структуры лабиринта, полученной из МРТ- и КТ-снимков [20], а также с выделением в электрической схеме замещения электропроводящих свойств клеточной структуры для определения их вклада в импеданс тканей вестибулярного органа. На рис. 1 представлена детализированная схема распространения электрического импульса тока в тканях вестибулярного лабиринта в направлении от стимулирующего электрода 1 к окончанию вестибулярного нерва 2. Для построения эквивалентной электрической схемы распространения электрического тока использован интегральный подход, основанный на определении интегральных электрических характеристик: разности потенциалов на определенном участке проводящей среды (U), электрического сопротивления этого участка (R) и емкостной характеристики диэлектрических элементов среды (C).

В соответствии с законом Ома для однородного участка линейного проводника

$$U = I \cdot R, \quad (1)$$

где I – величина тока, протекающего через проводящую среду на участке 1 – 2.

Как уже было сказано, ткани вестибулярного лабиринта представляют собой сложную по химическому составу многокомпонентную гетерогенную среду, отличающуюся по электрофизиче-

ским свойствам: удельное сопротивление $\rho(x, y, z)$ и диэлектрическая проницаемость $\varepsilon(x, y, z)$ являются функциями координат, поэтому формулу (1) непосредственно нельзя применить для описания процесса протекания электрического тока. Однако в приближении квазистационарных токов и следуя закону Ома в дифференциальном виде $\frac{1}{\rho} \nabla \varphi = -\mathbf{j}$, где $\varphi(x, y, z)$ – потенциал электрического поля, $\mathbf{j}(x, y, z)$ – плотность тока, можно использовать понятие трубок тока, которые задаются силовыми линиями напряженности электрического поля, и рассматривать движение зарядов внутри трубок тока, отличающихся электрофизическими свойствами.

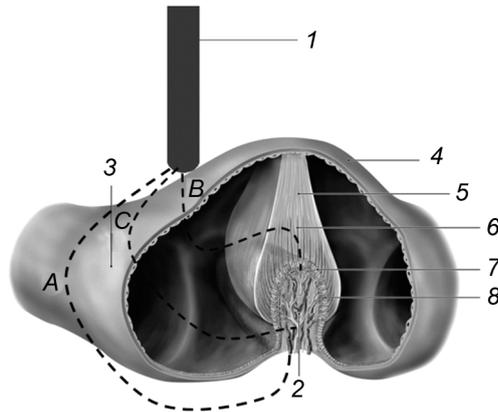


Рис. 1. Схема распространения электрического тока в вестибулярном лабиринте: 1 – электрод; 2 – окончание вестибулярного нерва; 3 – устье полукружного канала; 4 – ампула; 5 – купула; 6 – киноцилия; 7 – волосковая клетка; 8 – поддерживающая клетка. Пунктиром обозначены пути распространения тока: A, B, C

В этом случае можно записать связь между разностью потенциалов между точками 1 и 2 в трубке тока и напряженностью электрического поля в виде

$$U_{12} = \int_1^2 (\mathbf{E} \cdot d\mathbf{l}) = \int_1^2 (\mathbf{j} \cdot d\mathbf{l}) \rho = \int_1^2 (\mathbf{j} \cdot d\mathbf{l}) \rho \frac{\delta S}{\delta S} = \delta I \cdot R_{12}. \quad (2)$$

Здесь δS – площадь сечения трубки тока; δI – сила тока, протекающего в трубке тока; R_{12} – сопротивление участка среды, ограниченного длиной трубкой тока.

Интегрирование производится вдоль трубки тока, с постоянной силой тока в любом сечении трубки:

$$R_{12} = \int_1^2 \rho \frac{dl}{\delta S}. \quad (3)$$

Общий ток, протекающий между точками 1 и 2, можно найти, суммируя δI по всем трубкам тока:

$$I = \sum_n \delta I_n. \quad (4)$$

В этом случае задачу нахождения суммарного объемного тока, протекающего в биологической ткани между двумя точками 1 и 2, к которым приложено напряжение U_{12} можно свести к нахождению сумме линейных токов, ограниченных трубками тока. Следовательно, электрофизические характеристики биологической ткани можно представить в виде разнородных по проводимости элементов электрической схемы. Для переменного тока эту электрическую схему необходимо дополнить диэлектрическими элементами с диэлектрической проницаемостью $\varepsilon(x, y, z)$, отражающей степень поляризации диэлектрических слоев в трубке тока.

Таким образом, физическая модель вестибулярного лабиринта, описывающая электрические свойства биологической ткани, представляется в виде совокупности проводящих и диэлектрических областей биологической ткани. В итоге, интегральный подход к расчету электроимпедансных характеристик биологической ткани сводится к определению интегральных омических и емкост-

ных характеристик эквивалентной электрической цепи и амплитудно-фазовых характеристик общего (интегрального) тока. При этом построение эквивалентной электрической схемы вестибулярного лабиринта позволяет определить амплитудно-фазовые характеристики импульса тока на окончании вестибулярного нерва 2 (рис. 1) и соответственно их изменения по отношению к стимулирующему импульсу тока, подаваемому через электрод 1 (рис. 1). Качество такой физико-математической модели зависит от степени детализации анатомической структуры и качества сегментации тканей вестибулярного лабиринта, точности определения его геометрических и электрических параметров и соответствия эквивалентной электрической схемы замещения электрофизическим свойствам тканей лабиринта. Сравнение результатов расчета с экспериментально измеренными значениями амплитудно-фазовых характеристик импульса тока в точке 2 позволяет оценить точность физико-математической модели. Более того, проведение численного эксперимента и сравнение результатов его с экспериментальными данными дает возможность решить обратную задачу по корректировке удельных емкостных и омических характеристик тканей вестибулярного лабиринта.

В нашем случае детализированная модель распространения электрического тока в вестибулярном лабиринте, представленная с учетом его анатомической структуры, химического состава биологических жидкостей и тканей, электрофизических и геометрических характеристик вестибулярного органа, выглядит следующим образом. Импульсы тока от погруженного в перилимфатическое пространство стимулирующего электрода 1 вестибулярного импланта могут распространяться одновременно по трем основным направлениям в тканях лабиринта к окончанию вестибулярного нерва [13, 19, 21, 22] (рис. 1).

Путь А. Электрический сигнал способен перемещаться по перилимфе, в которую погружен стимулирующий электрод, поскольку последняя является электролитом, благодаря значительному содержанию органических и неорганических ионов. В этом случае ток способен перетекать непосредственно к базальной части ампулярной кресты – гребешка, который содержит волосковые клетки, воспринимающие угловые ускорения головы. К основанию кресты подходят чувствительные дендритные окончания вестибулярных нейронов, приводя к возбуждению последних, распространяясь через локальные клеточные элементы (сенсорные и вспомогательные), которые за счет своего специфического строения обладают диэлектрическими свойствами. В нервных окончаниях электрический импульс провоцирует открытие натриевых каналов нейрона, порождая генерацию потенциалов действия, подменяющих нейропульсацию от частично или полностью погибших волосковых клеток.

Путь В. Электрический сигнал способен преодолевать мембрану лабиринта, образованную эпителиальными и мезенхимальными клетками, далее распространяясь по эндолимфе к куполе, проникая через последнюю и возбуждая нервные окончания через апикальную часть нейроэпителия, выстилающего внутреннюю поверхность вестибулярной кресты. Проникновение сигнала от апикальной до базальной части нейроэпителия происходит также, как и в первом случае, через локальные клеточные элементы (сенсорные и вспомогательные), обладающие электропроводящими и диэлектрическими свойствами. Далее в местах контакта с афферентными окончаниями вестибулярных нейронов происходит генерация потенциалов действия по описанному выше механизму.

Путь С. Является аналогичным случаем второго пути В распространения импульса тока. Электрический сигнал в начале своего пути также распространяется по перилимфе и преодолевает стенку мембранного лабиринта, далее распространяясь по эндолимфе, но не к куполе, а к стенке ампулярной кресты. Минувя последнюю, ток распространяется через локальные клеточные элементы (сенсорные и вспомогательные), обладающие электропроводящими и диэлектрическими свойствами, к нервным окончаниям. Происходит генерация потенциалов действия, и сигнал передается по ампулярным нервам в головной мозг.

Уточненная электрическая схема замещения вестибулярного органа представлена на рис. 2. Для оценки влияния клеточных структур на импеданс тканей вестибулярного лабиринта на схеме выделены участки цепи, содержащие электрофизические параметры волосковых и базиллярных клеток. Цифрой 1 отмечен электрод, через который подается импульс тока для стимуляции вестибулярного нерва. Цифра 2 обозначает положение регистрирующего электрода, которым можно контролировать амплитудно-фазовые характеристики сигнала после прохождения им электрической цепи от точки 1 до точки 2, что соответствует прохождению стимулирующего импульса через ткани вестибулярного лабиринта. Вестибулярный орган животных содержит три вестибуляр-

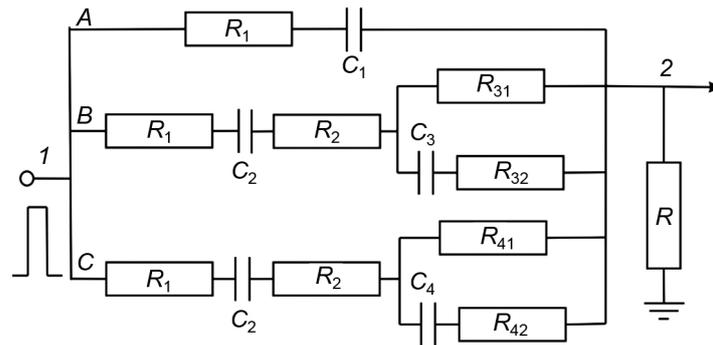


Рис. 2. Детализированная электрическая схема замещения вестибулярного лабиринта: 1 – стимулирующий электрод; 2 – окончание вестибулярного нерва; R_1 – сопротивление перилимфы; C_1 – емкость изоляции нерва; R_2 – сопротивление эндолимфы; R_{31} – сопротивление мембраны волосковых клеток; R_{32} – сопротивление цитоплазмы волосковых клеток; R_{41} – сопротивление мембраны базиллярных клеток; R_{42} – сопротивление цитоплазмы базиллярных клеток; C_2 – емкость мембраны, разделяющей перилимфу и эндолимфу; C_3 – емкость мембраны волосковых клеток; C_4 – емкость мембраны базиллярных клеток; R – сопротивление нагрузки

ных нерва, по которым в головной мозг передаются сигналы, пропорциональные угловым ускорениям при повороте головы. В случае потери сенсорной функции вестибулярного органа производится его замена искусственным аналогом – вестибулярным имплантом [6], в котором генерация электрических импульсов тока происходит искусственно с помощью гироскопических датчиков ускорений и поступает к соответствующему нерву через электроды, расположенные в непосредственной близости от крист и соответственно вблизи окончаний вестибулярных нервов. Следует отметить, что проводящие свойства тканей вестибулярного органа обеспечивают не только прохождение стимулирующего импульса к вестибулярному нерву, но и прохождение этого импульса на два других электрода, размещенных в соседних ампулах полукружных каналов, а следовательно, на другие вестибулярные нервы, порождая тем самым крайне нежелательные токи наводки, которые будут вносить помехи в работу вестибулярного импланта и, следовательно, порождать искаженное восприятие мозгом информации о положении пациента в пространстве и его движении [13].

Таким образом, электрическая схема замещения вестибулярного лабиринта позволяет провести численные эксперименты по влиянию импеданса тканей вестибулярного органа на изменение амплитудно-фазовых характеристик стимулирующего импульса и для нахождения оптимального режима электрической стимуляции вестибулярного нерва.

Результаты расчетов

Определение интегральных электрофизических характеристик, необходимых для расчета импеданса вестибулярного лабиринта, проводилось на основе данных о их удельных значениях и геометрических размерах структурных элементов лабиринта. Анализ данных, приведенных в работах [20–29], показывает, что химический состав жидкостей и удельные значения электропроводности и емкости структурных элементов вестибулярного лабиринта близки по величине для морской свинки и человека. Это является основанием проведения численных и лабораторных экспериментов на вестибулярном лабиринте лабораторных животных и обобщения их результатов на человека.

В табл. 1 приведены интегральные значения электрических параметров схемы замещения вестибулярного лабиринта морской свинки, вычисленные из удельных характеристик проводимости и емкости биологических тканей и с учетом детализированной анатомической структуры лабиринта морской свинки [20–29].

Для расчета интегральных электрофизических параметров построена 3d-модель полукружных каналов вестибулярного лабиринта (рис. 3). Расчет геометрических параметров структурных элементов вестибулярного лабиринта проводился на основе метода конечных элементов с использованием программного пакета COMSOL Multiphysics.

Вычисление импеданса электрической схемы замещения вестибулярного лабиринта проводилось в представлении комплексных чисел $Z = T + i \cdot W$ для каждого участка электрической цепи, изображенной на рис. 1. С учетом параллельного соединения участков цепи полный импеданс цепи вычислялся по формуле $\frac{1}{Z} = \frac{1}{Z_A} + \frac{1}{Z_B} + \frac{1}{Z_C}$, где Z_A, Z_B, Z_C – значения импедансов участков цепи, соответствующих направлениям A, B и C протекания тока, указанных на рис. 2.

Таблица 1
Электрофизические характеристики вестибулярного лабиринта морской свинки

Электрический параметр	Величина, $[R] = \text{кОм}, [C] = \text{нФ}$
R_1	50 ± 20
C_1	0.02 ± 0.01
R_2	10 ± 1.0
C_2	2000 ± 400
R_{31}	740 ± 20
R_{32}	1400 ± 400
C_3	50 ± 25
R_{41}	210 ± 25
R_{42}	500 ± 50
C_4	170 ± 40

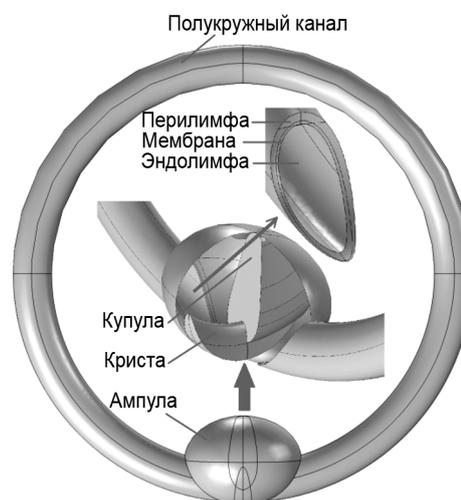


Рис. 3. 3d-Модель полукружного канала и ампулы

Для вычисления фазового сдвига φ тока $I = I_0 \cdot e^{i(\omega t + \varphi)}$ в точке 2 (рис. 2) относительно напряжения $U = U_0 \cdot e^{i\omega t}$, подаваемого на стимулирующий электрод 1, получена следующая формула, с использованием правил Кирхгофа для разветвленных цепей:

$$\text{tg } \varphi = \frac{\beta_2 \cdot \alpha_1 - \beta_1 \cdot \alpha_2}{\alpha_1 \cdot \alpha_2 - \beta_1 \cdot \beta_2}, \quad (5)$$

где

$$\alpha_1 = T_1 \cdot T_2 + T_1 \cdot T_3 + T_2 \cdot T_3 - W_1 \cdot W_2 - W_1 \cdot W_3 - W_2 \cdot W_3, \quad (5a)$$

$$\beta_1 = T_1(W_2 + W_3) + T_2(W_1 + W_3) + T_3(W_1 + W_2), \quad (5б)$$

$$\alpha_2 = T_3(T_1 \cdot T_2 - W_1 \cdot W_2) - W_3(T_1 \cdot W_2 - W_1 \cdot T_2), \quad (5в)$$

$$\beta_2 = W_3(T_1 \cdot T_2 + W_1 \cdot W_2) + T_3(T_1 \cdot W_2 + W_1 \cdot T_2). \quad (5г)$$

В (5a) – (5г) $T_1, T_2, T_3, W_1, W_2, W_3$ – реальные и мнимые части импеданса участков цепи, соответствующие направлениям тока A, B и C .

Расчет фазовых характеристик сигнала, принимаемого на вестибулярном нерве по схеме, представленной на рис. 2, проводился следующим образом. На стимулирующий электрод подавался гармонический сигнал с амплитудой 1 В в интервале частот от 10 до $5 \cdot 10^4$ Гц. Для расчета фазовых сдвигов стимулирующего тока использовались формулы (5) – (5г).

Результаты численных расчетов фазовых характеристик тока на срезе вестибулярного нерва представлены на рис. 4 и в табл. 2, где φ – общее фазовое смещение тока в электрической схеме замещения вестибулярного лабиринта, $\eta_{в.к}$ и $\eta_{б.к}$ – вклад в импеданс волосковых и базиллярных клеток, определяемых как отношения фазовых сдвигов стимулирующего тока, протекающего через волосковые и базиллярные клетки, к фазовому смещению этого тока, протекающего через мембрану лабиринта.

Клеточные структуры вносят дополнительный вклад в фазовое смещение тока, который можно оценить из следующего выражения:

– для волосковых клеток

$$\eta_{в.к} = R_{31} \frac{C_2}{C_3} \frac{(R_1 + R_2)}{R_{32}(R_{31} + R_{32}) + (\omega \cdot C_3)^{-2}}; \quad (6)$$

– для базиллярных клеток

$$\eta_{б.к} = R_{41} \frac{C_2}{C_4} \frac{(R_1 + R_2)}{R_{42}(R_{41} + R_{42}) + (\omega \cdot C_4)^{-2}}. \quad (7)$$

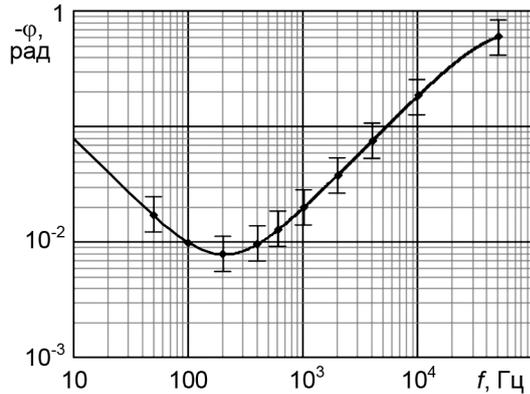


Рис. 4. Зависимость фазового сдвига стимулирующего тока от частоты

Таблица 2
Фазовые характеристики стимулирующего тока на срезе вестибулярного нерва

Частота f , Гц	φ , рад	$\eta_{в.к}$	$\eta_{б.к}$
50	$-1.7 \cdot 10^{-2}$	$2.2 \cdot 10^{-5}$	$7.2 \cdot 10^{-5}$
100	$-1.1 \cdot 10^{-2}$	$8.8 \cdot 10^{-5}$	$2.9 \cdot 10^{-4}$
200	$-7.8 \cdot 10^{-3}$	$3.5 \cdot 10^{-4}$	$1.1 \cdot 10^{-3}$
400	$-9.5 \cdot 10^{-3}$	$1.4 \cdot 10^{-3}$	$4.5 \cdot 10^{-3}$
600	$-1.3 \cdot 10^{-2}$	$3.2 \cdot 10^{-3}$	$1.0 \cdot 10^{-2}$
$1 \cdot 10^3$	$-2 \cdot 10^{-2}$	$8.6 \cdot 10^{-3}$	$2.7 \cdot 10^{-2}$
$2 \cdot 10^3$	$-3.8 \cdot 10^{-2}$	$3.3 \cdot 10^{-2}$	$9.0 \cdot 10^{-2}$
$4 \cdot 10^3$	$-7.5 \cdot 10^{-2}$	0.11	0.21
$5 \cdot 10^4$	-0.184	0.34	0.35

Как видно из представленных в табл. 2 результатов расчета, фазовое смещение тока по отношению к напряжению между электродом и вестибулярным нервом зависит от частоты и имеет немонотонный характер. Минимальное отрицательное значение полного импеданса цепи наблюдается при $f = 200$ Гц (рис. 4). Анализ зависимостей величин $\eta_{в.к}$ и $\eta_{б.к}$ от частоты, приведенных в табл. 2, показывает, что вклад волосковых и базиллярных клеток $\eta_{в.к}/\varphi$ и $\eta_{б.к}/\varphi$ в общий импеданс тканей вестибулярного органа может достигать 30 % в рассматриваемом интервале частот. Таким образом, выделение в структуре вестибулярного лабиринта электрофизических характеристик волосковых и базиллярных клеток дает возможность оценить их вклад в общий импеданс тканей лабиринта, что особенно важно в диагностике заболеваний, связанных с клеточной патологией [30, 31].

Заключение

Детализация анатомической структуры лабиринта, полученная из МРТ- и КТ-снимков с выделением элементов клеточной структуры, позволяет построить электрическую схему замещения вестибулярного лабиринта, отражающую его реальные электроимпедансные свойства. Полученные формулы и проведенные расчеты амплитудных и фазовых характеристик стимулирующего тока на основе экспериментальных данных об электрофизических и анатомических характеристиках тканей вестибулярного лабиринта морской свинки позволили выяснить основные закономерности распространения тока через ткани вестибулярного лабиринта.

Показано, что фазовое смещение тока по отношению к напряжению между электродом и вестибулярным нервом имеет немонотонный характер в зависимости от частоты. Минимальное отрицательное значение фазового сдвига тока в электрической схеме наблюдается при $f = 200$ Гц. Учет клеточных структур волосковых и базиллярных клеток в электрической цепи показывает, что в рассматриваемом интервале частот они могут вносить существенный вклад в общий импеданс. Предложенная электрическая модель и результаты расчетов могут служить основой для диагностики заболеваний вестибулярного лабиринта и проектирования нового типа вестибулярных имплантов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Воропаева О.Ф., Шокин Ю.И. // Вычислительные технологии. – 2012. – Т. 17. – № 4. – С. 29–55.
2. Марчук Г.И. // Медицина и высокие технологии. – 2012. – № 2. – С. 3–6.

3. Ризниченко Г.Ю. Математические модели в биофизике и экологии. – Москва; Ижевск: Институт компьютерных исследований, 2003. – 184 с.
4. Антоненко С.В., Белянская Е.С., Индюхин А.Ф., Лебедеко И.С. // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. – 2013. – № 1.
5. Lloret-Villas A., Varusai T.M., Juty N., et al. // *Pharmacol.* – 2017. – V. 6. – P. 73–86.
6. Van de Berg, Guinand N., and Nguyen T.A.K. // *Frontiers in System Neuroscience.* – 2012. – V. 8. – P. 1–12.
7. Jiang D., Demosthenous A., Perkins T.A., et al. // *IEEE Trans. Biomed. Circuits and Systems.* – 2011. – V. 5. – No. 2. – P. 147–159.
8. Gong W. and Merfeld D.M. // *Ann. Biomed. Eng.* – 2000. – V. 28. – P. 572–581.
9. Bradshaw A.P. // *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* – 2010. – V. 11. – No. 2 – P.145–159.
10. Selva P., Morlier J., and Gourinat Y. // *Int. J. Comput. Vis Biomech.* – 2010. – V. 3. – No. 2. – P. 149–156.
11. Alexandrov V.V., Alexandrova T.B., Vega R., et al. // 4th WSEAS Int. Conf. on Mathematical Biology and Ecology (MABE'08). Acapulco, Mexico. 25–27 January 2008.
12. Santos C.F., Belinha J., Gentil F., et al. // *Acta Bioeng. Biomech.* – 2017. – V. 19. – No. 1. – P. 3–15.
13. Демкин В.П., Щетинин П.П., Мельничук С.В. и др. // *Изв. вузов. Физика.* – 2017. – Т. 60. – № 11. – С. 152–157.
14. Зуев А.Л., Мишланов В.Ю., Судаков А.И. и др. // *Российский журнал биомеханики.* – 2012. – Т. 18. – № 4. – С. 491–497.
15. Alexandrov V.V., Almanza A., Kulikovskaya N.V., et al. *Mathematical Modeling of Complex Information Processing Systems.* – Moscow University Press, 2001. – P. 26–41.
16. Van de Berg, Guinand N., and Nguyen T.A.K. // *Frontiers in System Neuroscience.* – 2012. – V. 8. – P. 1–12. DOI: 10.3389/fnsys.2014.00255.
17. Gong W. and Merfeld D.M. // *Ann. Biomed. Eng.* – 2000. – V. 28. – P. 572–581.
18. Nguyen T.A.K., Digiovanna J., Cavuscens S., et al. // *J. Neural Eng.* – 2016. – V. 13. – No. 4. – P. AN046023.
19. Handler M., Schier P., Fritscher K.D., et al. // *Frontiers in Neuroscience.* – 2017. – V. 1. – P. 1–12. DOI: 10.3389/fnins.2017.00713.
20. Curthoys I.S., Markham C.H., and Curthoys. E.J. // *J. Morphology.* – 1977. – V. 151. – No. 1. – P. 17–34.
21. Das D., Kamil F.A., Biswas K., Dasa S. // *The Royal Society of Chemistry Advances.* – 2014. – No. 35. – P. 1–8. DOI: 10.1039/c0xx00000x.
22. Rattay F., Gebeshuber I.C., and Gitter A.H. // *J. Acoust. Soc. Am.* – 1998. – V. 103. – No. 3. – P. 1558–1565.
23. Hayden R., Sawyer S., Frey F., et al. // *Exp Brain Res.* – 2011. – V. 210(3–4). – P. 623–640.
24. Marszalek P., Zielinsky J.J., Fikus M., and Tsong T.Y. // *Biophys. J.* – 1991. – V. 59. – P. 982–987.
25. Das D., Kamil F.A., Biswasa K., and Dasa S. // *RSC Adv.* – 2014. – V. 4. – P. 18178–18185.
26. Wang K., Zhao Y., Chen D., et al. // *Scientific Data.* – 2017. – V. 4:170015. – P. 1–8.
27. Nam J.-H. and Fettiplace R. // *Plos One.* – 2012. – V. 7. – No. 11. – P. 1–10.
28. Johnson S.L. // *eLIFE: Neuroscience.* – 2015. – V. 4. – P. 1–21.
29. Murray R.W. and Potts W.T.W. // *Comp. Biochem. Physiol.* – 1961. – V. 2. – P. 65–76.
30. Du E., Ha S., Diez-Silva M., et al. // *Lab Chip.* – 2013. – V. 13. – P. 3903–3909.
31. Bera T.K. // *J. Med. Eng.* – 2014. – V. 2014. – P. 28.

Национальный исследовательский Томский государственный университет,
г. Томск, Россия

Поступила в редакцию 24.04.18,
после доработки – 29.08.18.

Демкин Владимир Петрович, д.ф.-м.н., профессор каф. общей и экспериментальной физики, e-mail: demkin@ido.tsu.ru;
Мельничук Сергей Васильевич, к.ф.-м.н., доцент каф. общей и экспериментальной физики, e-mail: osbereg@yandex.ru;
Щетинин Петр Павлович, науч. сотр. лаб. моделирования физических процессов в биологии и медицине, e-mail: wospp@yandex.ru;
Кингма Герман, профессор каф. общей и экспериментальной физики, e-mail: hermanuskingma@gmail.com;
Ван де Берг Рэймонд, доцент каф. общей и экспериментальной физики, e-mail: raumond.vande.berg@mumc.nl.