

ОПТИКА И СПЕКТРОСКОПИЯ

УДК 531.7

DOI: 10.17223/00213411/66/7/11

**Определение геометрических параметров
и динамических характеристик вестибулярного лабиринта животного
на основе цифровой рентгеновской 3D-микротомографии***

М.Д. Акинина¹, М.О. Плешков², М.В. Светлик¹, В.П. Демкин¹,
Д.Н. Старков², В.А. Зайцев¹, В.В. Удут^{1,3}, Г. Кингма⁴

¹ *Национальный исследовательский Томский государственный университет, г. Томск, Россия*

² *Сибирский государственный медицинский университет, г. Томск, Россия*

³ *НИИ фармакологии и регенеративной медицины им. Е.Д. Гольдберга Томского НИМЦ, г. Томск, Россия*

⁴ *Университет Маастрихта, г. Маастрихт, Нидерланды*

Подобие анатомической структуры вестибулярного лабиринта у разных лабораторных животных и человека предоставляет возможность изучения фундаментальных физических и электрофизиологических принципов работы вестибулярной системы с использованием различных моделей на животных и понимания процессов, лежащих в основе различных патологий и потенциальных методов лечения вестибулярной гипофункции. В данной работе проведены измерения и анализ геометрических параметров вестибулярного органа крысы на основе микро-КТ-изображений высокого разрешения, необходимых для разработки математических моделей вестибулярной системы позвоночных животных. Изображения вестибулярного органа лабораторного животного были получены с помощью микрокомпьютерной томографии с разрешением не менее 7 мкм. Изображения были реконструированы в 3D-изображения, сегментированы и преобразованы в 3-мерную модель для определения геометрических размеров и вычисления динамических характеристик вестибулярных сенсоров угловых ускорений. Показано, что большинство геометрических параметров вестибулярного лабиринта у крысы схожи с имеющимися в литературе данными человека. Достигнутая точность измерений геометрических параметров и получение детализированной анатомической структуры внутреннего уха лабораторного животного позволили провести прецизионные лабораторные и численные эксперименты по исследованию физиологических свойств вестибулярного лабиринта. Результаты данной работы будут полезны для разработки детализированных физико-математических моделей распространения электрического тока в вестибулярном лабиринте и могут быть использованы при разработке новых прототипов вестибулярных имплантов.

Ключевые слова: *вестибулярная система, внутреннее ухо, анатомическая структура, морфологические особенности лабиринта, микро-КТ, моделирование вестибулярного органа, вестибулярный имплант.*

Введение

Вестибулярная система человека является важной сенсорной системой, отвечающей за обработку и передачу в головной мозг информации о положении тела и его перемещении в пространстве. Недостаточность или полное отсутствие данной сигнальной функции вызывает постуральную нестабильность, нарушение зрения во время движения головы и нарушение равновесия [1, 2].

Наши знания о вестибулярной сенсорной системе, ее функциональной значимости для стабилизации взгляда и положения тела, способности обеспечивать точное восприятие пространственной ориентации и пространственную навигацию основаны на комплексном исследовании структуры и физиологии вестибулярного органа. 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 моделей вестибулярного лабиринта не дает возможности создавать адекватные функциональные аналоги в вестибулярном импланте [3].

Раздражение вестибулярных рецепторов вызывает целый ряд сложных вегетативных и соматических реакций. Понимание рефлекторных цепочек вестибулярных рефлексов является важнейшей основой для разработки «правильных» моделей, описывающих вестибулярные функции: вестибуло-окулярный рефлекс, вестибуло-спинальный рефлекс, восприятие движения и динами-

* Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 23-25-00259, <https://rscf.ru/project/23-25-00259/>.

ческую остроту зрения, а также для совершенствования тестов, характеризующих функциональную целостность вестибулярного аппарата, количественного измерения вестибулярной функции и повышения достоверности диагноза вестибулярной патологии [4, 5]. Однако, несмотря на обилие исследований в данной области, электрофизиологические механизмы работы вестибулярного аппарата человека еще недостаточно 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, основанное на подобии физиологических процессов, протекающих в вестибулярных лабиринтах позвоночных животных и человека [6, 7], и влиянии этих процессов на электрические свойства биологических тканей. Более того, понимание особенностей и сходств обработки вестибулярных сигналов у разных позвоночных дает возможность идентифицировать базовые принципы, лежащие в основе различных патологий и потенциальных методов лечения вестибулярных расстройств.

Существующие физико-математические модели вестибулярной системы имеют значительные различия из-за сложности вестибулярной системы, которая требует от исследователей знаний о различных подходах в изучении функциональных схем вестибулярных путей и способах получения информации о вестибулярных заболеваниях [3]. Структура вестибулярной системы представляет собой сложную по анатомическому и химическому составу многокомпонентную гетерогенную среду, со значительно различающимися физическими характеристиками, в том числе по электропроводным и диэлектрическим свойствам [8, 9]. Физико-математическая модель вестибулярной системы представляет собой многомерную доменную структуру, построенную на биомеханике, гидродинамике и электродинамике структурных элементов вестибулярного органа. Общая динамика многомерной сенсорной системы описывается нестационарными дифференциальными уравнениями по схеме «выходной сигнал – последовательность импульсов» потенциала действия с механорецепторов полукружных каналов и отолитовых органов при их возбуждении внешним движением тела человека [8, 10]). Решение таких многопараметрических задач связано с огромными вычислительными затратами, что требует применения высокопроизводительных систем и устранения проблем, связанных с минимизацией ошибок вычисления [11]. Кроме того, такие многомерные модели обладают повышенной чувствительностью к заданию исходных данных: геометрических размеров вестибулярного органа, концентрации и ионного состава эндолимфы и перилимфы, электрических характеристик проводящей среды вестибулярного лабиринта. Значения этих параметров зависят от индивидуальных особенностей анатомического строения и точности измерения физических характеристик биологических жидкостей и тканей вестибулярного лабиринта [12–16], что в конечном счете определяет корректность модели.

Степень детализации таких моделей зависит от уровня экспериментальной изученности биологического органа, его анатомической структуры, морфологических особенностей и точности измерения геометрических размеров элементов вестибулярного лабиринта. Основной причиной, препятствующей детальному анализу вестибулярных органов позвоночных, является то, что комплексные модели требуют подробной морфологической информации лабиринта – одного из самых маленьких и самых тонких структур головы [17].

Проведенный обзор зарубежной и российской научной литературы показал, что данные по морфологии и геометрическим параметрам вестибулярного органа лабораторных животных имеют сегментированный характер и представлены в работах фрагментарно [12, 13, 18, 19].

Вместе с тем проведенные сравнения внутри животных показали, что размеры полукружных каналов и отолитовых органов определяют пороговые значения их чувствительности к обнаружению угловых и линейных ускорений [20].

Таким образом, проведение экспериментальных исследований и представление обновленных систематизированных данных об анатомической структуре, размерах и геометрии сегментов внутреннего уха лабораторных животных на основе изображений компьютерной и магнитной томографии высокого разрешения является весьма актуальным. В связи с этим целью данной работы являлось проведение прецизионных измерений и физический анализ геометрии и морфологии вестибулярного органа лабораторного животного (крысы), включая размеры структурных элементов вестибулярного органа, их анатомическое расположение, объем эндолимфы, содержащийся в различных частях лабиринта, на основе микро-КТ-изображений высокого разрешения.

Метод измерения

Исследования геометрии и морфологии вестибулярного лабиринта проводились на примере лабораторного животного – крысы.

Сканирование образцов с целью получения изображений костного лабиринта выполняли с использованием микро-КТ Skyscan1172 (Бельгия, Контич, «Bruker»). Для сканирования использовалось среднее напряжение 80 кВ и ток 124 мкА с алюминиевым фильтром толщиной 0.5 мм. Размер пикселя до реконструкции был равен 4 мкм, время экспозиции – 1.23 с. МРТ-изображения были получены со сканера BioSpec 152/11 USR/R (Бельгия, Контич, «Bruker»).

Трехмерные модели внутреннего уха (рис. 1) получали путем сегментирования реконструированных изображений. После реконструкции размер пикселя составил 32 мкм. На реконструированных срезах костный лабиринт был отчетливо виден как сеть соединенных туннелей в перитиоческой кости. Восстановленные изображения были импортированы в ПО 3D Slicer 4.8.1 [21] для сегментации костного лабиринта. На снимке выделялась область с интенсивностью пикселей, соответствующая мягким тканям, по этой области проводилась сегментация в ручном режиме и реконструкция полученных сегментов в 3D-модель.

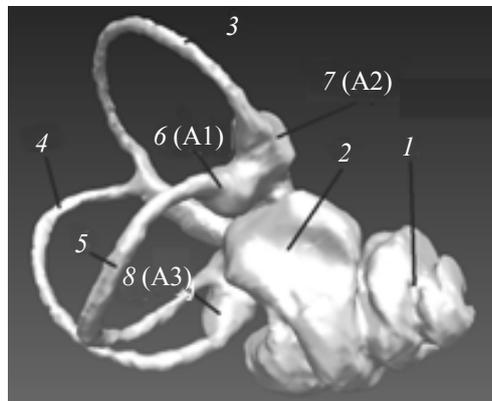


Рис. 1. 3D-геометрическая модель внутреннего уха крысы: 1 – улитка; 2 – преддверие; 3 – передний полукружной канал; 4 – задний полукружной канал; 5 – горизонтальный полукружной канал; 6 – ампула горизонтального полукружного канала; 7 – ампула переднего полукружного канала; 8 – ампула заднего полукружного канала

Обработка трехмерных моделей включала сглаживание с использованием ПО 3D Slicer 4.8.1 [21] для устранения мелких неточностей, допущенных в результате ручного сегментирования. Настройки данных сглаживаний были подобраны таким образом, что получаемые модели не имели разрывов поверхности.

Результаты и их обсуждение

Внутреннее ухо человека и крысы имеют принципиальное подобие в части морфологии, гистологии и анатомии [22, 23]. Вестибулярный лабиринт в обоих случаях – парное образование, расположенное неподвижно в височной кости и состоящее из костных пустот: саккулюса, утрикулюса, трех вестибулярных каналов с расширениями (ампулами). Форма костного лабиринта повторяется мембранным лабиринтом, расположенным внутри него. Полости заполнены электролитическими жидкостями – пери- и эндолимфой. Их состав у человека и крысы несколько отличен, однако показатели удельной электрической проводимости сопоставимы [6].

На основании построенных 3D-моделей был сделан ряд измерений геометрических параметров с использованием ПО Blender 2.83 [24]. Геометрия полукружного канала крысы, поперечного сечения канала и ампулы аппроксимировались эллипсом [25]. Таким образом, для каждого полукружного канала и его сечения были измерены больший диаметр (D) и меньший диаметр (d) и средний коэффициент сжатия эллипса – отношение его меньшего диаметра к большему ($q = d/D$) (рис. 2). Также эти параметры были измерены для каждой ампулы.

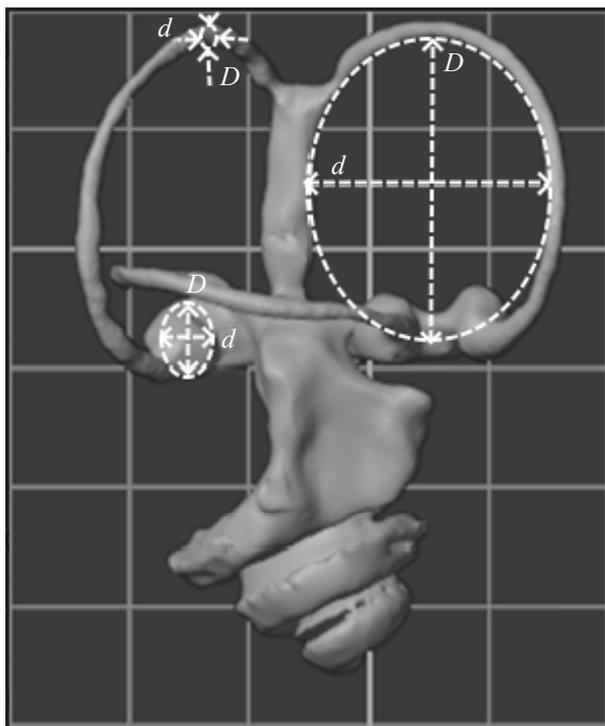


Рис. 2. Аппроксимация формы полукружного канала крысы, поперечного сечения канала и ампулы эллипсом для последующих измерений размеров, где D и d – большой и меньший диаметры эллипсов

Измерения проводили на 3D-модели, полученной от микро-КТ-изображений и скорректированных по МРТ-сканам, для определения направления каналов и улитки, а также для корректировки спорных границ в местах разрывов мягкими тканями, которые при микро-КТ-исследовании не визуализируются либо незначительно отличаются от шума на изображении. Результаты измерений геометрических параметров вестибулярного органа крысы представлены в последующих табл. 1–6. Для сравнения в этих же таблицах приведены основные размеры вестибулярного аппарата человека, имеющиеся в литературе.

В табл. 1 приведены размеры поперечных сечений полукружных каналов вестибулярного органа крысы, усредненные по измерениям в трех точках: в начале и конце канала и в средней части канала. Для сравнения приведены аналогичные данные для человека [25]. Из сравнения данных, приведенных в табл. 1, следует, что в среднем размеры поперечных сечений полукружных каналов у крысы примерно в 6–9 раз меньше, чем у человека. Максимальная площадь поперечного сечения у крысы наблюдается для заднего полукружного канала, в то время как у человека шире оказывается боковой полукружный канал.

Таблица 1

Длины большой (D), малой (d) осей (среднее \pm стандартное отклонение), коэффициент сжатия (q) поперечных сечений полукружных каналов вестибулярного аппарата крысы и человека

Измеряемый канал	Измеряемый параметр	Животное (крыса)	Человек [25]
Боковой	d , мм	0.17 ± 0.01	1.06 ± 0.3
	D , мм	0.20 ± 0.03	1.83 ± 0.2
	q	0.85	0.57
Передний	d , мм	0.14 ± 0.01	0.99 ± 0.08
	D , мм	0.22 ± 0.02	1.3 ± 0.1
	q	0.64	0.76
Задний	d , мм	0.18 ± 0.01	1.01 ± 0.15
	D , мм	0.24 ± 0.03	1.53 ± 0.11
	q	0.74	0.66

В табл. 2 приведены размеры полуосей полукружных каналов, измеренных нами для животного, и усредненные по сечению данные, взятые из работы [18] для человека. Как видно из таблицы, форма самих каналов более близка к окружности по сравнению с формой сечений каналов.

Таблица 2

Длины большой (D) и малой (d) осей (среднее \pm стандартное отклонение), коэффициент сжатия (q) полукружных каналов вестибулярного аппарата крысы и человека

Измеряемый канал	Измеряемый параметр	Животное (крыса)	Человек [18]
Боковой	d , мм	2.17 \pm 0.03	6.5 \pm 0.38
	D , мм	2.33 \pm 0.04	
	q	0.93	
Передний	d , мм	2.99 \pm 0.03	7.48 \pm 0.44
	D , мм	3.06 \pm 0.01	
	q	0.98	
Задний	d , мм	2.5 \pm 0.01	7.58 \pm 0.3
	D , мм	2.65 \pm 0.02	
	q	0.94	

Аналогичная ситуация наблюдается и в случае ампул (табл. 3). Ампулы крысы более эллиптически и имеют небольшую вариацию формы среди всех измеренных каналов ($q = 0.6-0.98$) [18].

Таблица 3

Длины большой (D) и малой (d) осей, коэффициент сжатия ($q = d/D$) ампул полукружных каналов вестибулярного аппарата крысы и человека

Измеряемый канал	Измеряемый параметр	Животное (крыса)	Человек [10] *
Боковой	d , мм	0.44 \pm 0.01	1.28 \pm 0.08
	D , мм	0.73 \pm 0.03	1.55
	q	0.60	0.82
Передний	d , мм	0.53 \pm 0.02	1.28 \pm 0.08
	D , мм	0.62 \pm 0.01	1.55
	q	0.85	0.82
Задний	d , мм	0.51 \pm 0.01	1.28 \pm 0.08
	D , мм	0.52 \pm 0.02	1.55
	q	0.98	0.82

Примечание. * В работе [10] не делается различий в размерах ампул бокового, переднего и заднего полукружных каналов.

Пространственное расположение полукружных каналов относительно друг друга является практически ортогональным как у животного, так и у человека (табл. 4). Это подтверждает физиологическую способность полукружных каналов детектировать любые повороты головы в трехмерном пространстве [26].

Таблица 4

Средние углы между плоскостями полукружных каналов крысы и человека

Плоскости каналов*	Угол, град	
	Крыса	Человек [24]
Передний – Задний	94 \pm 2	94 \pm 4
Передний – Боковой	84 \pm 3	90.6 \pm 6.2
Задний – Боковой	92 \pm 2	90.4 \pm 4.9

Примечание. * Плоскостью полукружного канала считалась плоскость, проходящая через диаметры D и d полукружного канала.

Измеренные значения геометрических параметров вестибулярного органа послужили основой для оценки величин (табл. 5), определяющих динамические характеристики: массу эндолимфы и

ее ускорение, обеспечивающие смещение эндолимфы, необходимое для работы датчика при пиковых ускорениях [20], а именно: периметр полукружных каналов $P = 2 \frac{\pi dD + (D-d)^2}{D+d}$ (табл. 2), площадь сечений полукружных каналов $S_{\text{кан}} = \pi \frac{dD}{4}$ (см. табл. 1), площадь сечений ампул $S_{\text{амп}} = \pi \frac{dD}{4}$ (табл. 3) и объем эндолимфы в полукружных каналах $V = P \times S_{\text{кан}}$.

Таблица 5

Величины, определяющие динамические характеристики вестибулярных сенсоров угловых ускорений

Полукружной канал	Вычисляемые величины				
	$P, \text{ мм}$	$S_{\text{кан}} \cdot 10^3, \text{ мм}^2$	$S_{\text{амп}} \cdot 10^3, \text{ мм}^2$	$S_{\text{амп}}/S_{\text{кан}}$	$V \cdot 10^3, \text{ мм}^3$
Боковой	7.07	26.7	252.1	9.44	188.8
Передний	9.50	24.1	258.0	10.71	229.0
Задний	8.09	33.9	208.2	6.14	274.2

Из табл. 5 следует, что объем и масса эндолимфы заднего полукружного канала больше массы эндолимфы переднего и бокового каналов на 20 и 46%, соответственно ускорение эндолимфы заднего полукружного канала будет меньше ускорений эндолимфы переднего и бокового полукружных каналов. В соответствии с законом сохранения массы для эндолимфы как ньютоновской вязкой жидкости [28], ускорение эндолимфы в ампуле $W_{\text{амп}}$ будет в $(S_{\text{амп}}/S_{\text{кан}})$ раз меньше по отношению к ее ускорению в канале $W_{\text{кан}}$. С учетом этого для заднего полукружного канала уменьшение ускорения эндолимфы $W_{\text{амп}}$ составит 35 и 71% по отношению к ее ускорению в переднем и боковом каналах. Эти морфологические особенности в ускорении смещения эндолимфы в различных полукружных каналах будут проявляться в скорости реакции вестибулярной сенсорной системы на повороты головы относительно осей вращения, перпендикулярных плоскостям полукружных каналов и, соответственно, влиять на передаточную функцию вестибулярного органа и качество вестибулярных рефлексов. Таким образом, функциональность полукружных каналов критически зависит от их размеров, как предсказывается теоретическими соображениями и подтверждено экспериментальными данными [7, 27, 28].

В табл. 6 приведены расстояния между центрами ампул полукружных каналов: горизонтального (А1), переднего (А2) и заднего (А3) (см. рис. 1). Как видно из таблицы, ампула заднего полукружного канала значительно отдалена от ампул переднего и горизонтального полукружных каналов. Аналогичное размещение ампул наблюдается и для вестибулярного органа человека [12]. Это очень важное обстоятельство, которое необходимо учитывать при протезировании вестибулярной функции и размещения стимулирующих электродов в ампулах, так как передаточная функция вестибулярного импланта зависит от конфигурации вестибулярного органа и расположения стимулирующих электродов [29].

Таблица 6

Расстояние между центрами поверхностей ампул крысы

Объект	A1–A2, мм	A1–A3, мм	A2–A3, мм
Животное	0.9±0.2	2.1±0.3	2.8±0.2

Заключение

В данной работе были проведены прецизионные измерения и физический анализ геометрии и морфологии вестибулярного органа лабораторного животного (крысы) на основе микро-КТ-снимков высокого разрешения. Проведено сравнение анатомического строения вестибулярного лабиринта лабораторного животного с литературными данными для человека. Показано, что морфология вестибулярного органа крысы и человека не имеет существенных отличий, которые могли бы изменить физиологию вестибулярных функций. Форма полукружных каналов крысы имеет большую степень подобия с формой каналов человека, что позволяет использовать лабораторных животных в экспериментах по изучению физиологии вестибулярного органа. Это предоставляет

возможность для оценки физиологических принципов работы вестибулярной системы с использованием физико-математических моделей на животных и понимания процессов, лежащих в основе различных патологий и потенциальных методов лечения вестибулярной гипопункции.

Выявлены морфологические особенности вестибулярного лабиринта крысы (размеры структурных элементов вестибулярного органа, их анатомическое расположение, объем эндолимфы, содержащийся в различных частях лабиринта), определяющие динамику эндолимфы в различных полукружных каналах, которая будет проявляться в скорости реакции вестибулярной сенсорной системы на повороты головы относительно осей вращения, перпендикулярных плоскостям полукружных каналов и, соответственно, влиять на передаточную функцию вестибулярного органа и качество вестибулярных рефлексов.

Результаты работы могут способствовать пониманию электрофизиологии вестибулярного лабиринта для проектирования и разработки вестибулярных имплантов.

Авторы выражают благодарность профессору ФИТ ТГУ д.т.н. В.И. Сырымкину за помощь в проведении эксперимента.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Hageman K.N., Chow M.R., Roberts D., et al. // *J. Neurophysiol.* – 2020. – V. 123. – P. 259–276.
2. Grill E., Heuberger M., Strobl R., et al. // *Front Neurol.* – 2018. – V. 9. – Art. 1076. – P. 1–8.
3. Momani A., Cardullo F. // *AIAA SciTech Forum*. Kissimmee, Florida. 8–12 January 2018. – 2018. – P. 1–35.
4. Strupp M., Kim J.S., Murofushi T., et al. // *J. Vestibular Res.* – 2017. – V. 27. – P. 177–189.
5. Berg R., Ramos A., Rompaey V., et al. // *J. Vestibular Res.* – 2020. – V. 30. – P. 213–223.
6. Elio Maggio // *Acta Oto-Laryngologica. Suppl.* – 2009. – V. 62. – No. 218. – P. 25–76.
7. Straka H., Zwergal A., Kathleen E. // *J. Neurol.* – 2016. – V. 263. – P. 10–23.
8. Демкин В.П., Щетинин П.П., Мельничук С.В. и др. // *Изв. вузов. Физика.* – 2017. – Т. 60. – № 11. – С. 152–157.
9. Демкин В.П., Мельничук С.В., Щетинин П.П. и др. // *Изв. вузов. Физика.* – 2018. – Т. 61. – № 11. – С. 68–75.
10. Alexandrov V.V., Almanza A., Kulikovskaya N.V., et al. // *Mathematical Modeling of Complex Information Processing Systems.* – Moscow University Press, 2001. – P. 26–41.
11. Бирюков А.Г., Гриневич А.И. // *Труды МФТИ.* – 2013. – Т. 5. – № 2. – С. 160–174.
12. Curthoys I.S., Markham C.H., Curthoys E.J. // *J. Morphology.* – 1977. – V. 151. – No. 1. – P. 17–34.
13. Shinomori Y., Jones D., Spack D., et al. // *Ann. Rhinol. Laryngol.* – 2001. – V. 110. – P. 91–98.
14. Das D., Kamil F.A., Biswas K., et al. // *R. Soc. Chem. Adv.* – 2014. – No. 35. – P. 1–8.
15. Wang K., Chang C.C., Chiu T.K., et al. // *J. R. Soc. Interface.* – 2017. – V. 14. – Art. 20170717.
16. Wang K., Zhao Y., Chen D., et al. // *Sci. Data.* – 2017. – V. 4. – Art. 170015.
17. David R., Stoessel A., Berthoz A., et al. // *Sci. Rep.* – 2016. – V. 6. – Art. 32772.
18. Curthoys I.S., Blanks R.H.I.I., Markham C.H. // *J. Morphol.* – 1977. – V. 151. – No. 1. – P. 1–15.
19. Teixido M.T., Kirkilas G., Seymour P., et al. // *J. Craniofac. Surg.* – 2015. – V. 26. – No. 1. – P. 251–254.
20. Демкин В.П., Удут В.В., Щетинин П.П. и др. // *Бюллетень экспериментальной биологии и медицины.* – 2017. – № 12. – С. 671–676.
21. Fedorov A., Beichel R., Kalpathy-Cramer J., et al. // *Magn. Reson. Imaging.* – 2012. – V. 30. – No. 9. – P. 1323–1341.
22. Goksu N., Karademir N., Hazirolu R., et al. // *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology.* – 1992. – V. 101. – No. 8. – P. 699–704.
23. Hellstorm H., Salen B., Stenfors L.E. // *Acta Anat (Basel).* – 1982. – V. 112. – P. 346–352.
24. URL: <https://www.blender.org/>
25. Curthoys I.S., Oman C.M. // *Acta Otolaryngol (Stockh).* – 1986. – V. 101. – P. 1–10.
26. Lee J.Y., Shin K.J., Kim J.N., et al. // *Anat. Rec.* – 2013. – V. 296. – P. 834–839.
27. Santina D., Potyagaylo C.C., Migliaccio V., et al. // *JARO – J. Assoc. Res. Otolaryngol.* – 2005. – V. 6. – P. 191–206.
28. Selva P., Morlier J., Gourinat Y. // *Modelling and Simulation in Engineering.* – 2009. – V. 2009. – Art. 245606.
29. Демкин В.П., Кингма Г., Мельничук С.В. и др. // *Изв. вузов. Физика.* – 2019. – Т. 62. – № 12. – С. 68–75.

Поступила в редакцию 01.02.2023,
принята в печать 05.06.2023.

Акинина Мария Дмитриевна, аспирант НИ ТГУ, e-mail: maakin1993@yandex.ru;

Плешков Максим Олегович, Ph.D., мл. науч. сотр. СибГМУ, e-mail: pankerams@gmail.com;

Светлик Михаил Васильевич, к.б.н., доцент кафедры физиологии человека и животных НИ ТГУ, e-mail: mihasv@rambler.ru;

Демкин Владимир Петрович, д.ф.-м.н., профессор кафедры общей и экспериментальной физики НИ ТГУ, e-mail: demkin@ido.tsu.ru;

Старков Дмитрий Николаевич, Ph.D., мл. науч. сотр. СибГМУ, e-mail: muha1024@mail.ru;

Зайцев Василий Андреевич, аспирант НИ ТГУ, e-mail: vasilysushi@gmail.com;

Удут Владимир Васильевич, д.м.н., профессор, чл.-корр. РАН, ст. науч. сотр. научной лаборатории моделирования физических процессов в биологии и медицине НИ ТГУ, зам. директора по научной и лечебной работе, зав. лабораторией физиологии, молекулярной и клинической фармакологии НИИФиРМ им. Е.Д. Гольдберга Томского НИМЦ, e-mail: udutv@mail.ru;

Кингма Герман, Dr.Sc., профессор университета Маастрихта, e-mail: hermanuskingma@gmail.com.

OPTICS AND SPECTROSCOPY

UDC 531.7

DOI: 10.17223/00213411/66/7/11

Determination of geometric parameters and dynamic characteristics of the animal vestibular labyrinth on the basis of 3D digital X-ray microtomography

M.D. Akinina¹, M.O. Pleshkov², M.V. Svetlik¹, V.P. Demkin¹,
D.N. Starkov², V.A. Zaitsev¹, V.V. Udut^{1,3}, H. Kingma⁴

¹ Tomsk State University, Tomsk, Russia

² Siberian State Medical University, Tomsk, Russia

³ Goldberg Research Institute of Pharmacology and Regenerative Medicine
of Tomsk National Research Medical Center of the Russian Academy of Sciences, Tomsk, Russia

⁴ Maastricht University, Maastricht, the Netherlands

Abstract: The similarity of the anatomical structure of the vestibular labyrinth in different laboratory animals and humans provides an opportunity to study the fundamental physical and electrophysiological principles of the vestibular system operation using various animal models and understanding processes which stay behind various pathologies and potential methods of the vestibular hypofunction treatment. In this paper, the measurements and analysis of the geometric parameters of the rat vestibular organ were carried out on the basis of high-resolution micro-CT images necessary for the development of mathematical models of the vestibular system of vertebrates. The images of the vestibular organ of the laboratory animal were obtained using microcomputed tomography to provide image resolution no less than 7 μm . The images were reconstructed in 3D, segmented, and converted into a 3D model to obtain geometric dimensions and calculate the dynamic characteristics of the vestibular angular acceleration sensors. It has been shown that most of the geometrical parameters of the vestibular labyrinth in rats are similar to human data available in the literature. The achieved accuracy of measuring geometrical parameters and a detailed anatomical structure of the inner ear of a laboratory animal allows conducting precision laboratory and numerical experiments to study the physiological properties of the vestibular labyrinth. The results of this paper will be useful for the development of detailed physical and mathematical models of the electric current propagation in the vestibular labyrinth and can be used in the development of new prototypes of vestibular implants.

Keywords: vestibular system, inner ear, anatomical structure, morphological features of the labyrinth, micro-CT, modeling of the vestibular organ, vestibular implant.

Acknowledgments: The study was supported by the Russian Science Foundation grant No. 23-25-00259, <https://rscf.ru/project/23-25-00259/>.

For citation: Akinina M.D., Pleshkov M.O., Svetlik M.V., Demkin V.P., Starkov D.N., Zaitsev V.A., Udut V.V., Kingma H. (2023) Determination of geometric parameters and dynamic characteristics of the animal vestibular labyrinth on the basis of 3D digital X-ray microtomography. *Izvestiya vuzov. Fizika*. 66(7). pp. 92–100. DOI: 10.17223/00213411/66/7/11

REFERENCES

1. Hageman K.N., Chow M.R., Roberts D., et al. (2020) *Journal of Neurophysiology*. 123. pp. 259–276.
2. Grill E., Heuberger M., Strobl R., et al. (2018) *Frontiers in Neurology*. 9. art. 1076. pp. 1–8.
3. Momani A., Cardullo F. (2018) *AIAA SciTech Forum*. Kissimmee, Florida. pp. 1–35.
4. Strupp M., Kim J.S., Murofushi T., et al. (2017) *Journal of Vestibular Research*. 27. pp. 177–189.
5. Berg R., Ramos A., Rompaey V., et al. (2020) *Journal of Vestibular Research*. 30. pp. 213–223.
6. Elio Maggio (2009) *Acta Oto-laryngologica. Supplementum*. 62(218). pp. 25–76.
7. Straka H., Zwergal A., Kathleen E. (2016) *Journal of Neurology*. 263. pp. 10–23.
8. Demkin V.P., Shchetinin P.P., Mel'nichuk S.V., et al. (2017) *Izvestiya vuzov. Fizika*. 60(11). pp. 152–157. (In Russian.)
9. Demkin V.P., Mel'nichuk S.V., Shchetinin P.P., et al. (2018) *Izvestiya vuzov. Fizika*. 61(11). pp. 68–75. (In Russian.)
10. Alexandrov V.V., Almanza A., Kulikovskaya N.V., et al. (2001) *Mathematical Modeling of Complex Information Processing Systems*. Moscow University Press. pp. 26–41.
11. Biryukov A.G., Grinevich A.I. (2013) *Trudy Moskovskogo fiziko-tekhnicheskogo instituta*. 5(2). pp. 160–174. (In Russian.)
12. Curthoys I.S., Markham C.H., Curthoys E.J. (1977) *Journal of Morphology*. 151(1). pp. 17–34.
13. Shinomori Y., Jones D., Spack D., et al. (2001) *Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology*. 110. pp. 91–98.
14. Das D., Kamil F.A., Biswas K., et al. (2014) *RSC Advances*. 35. pp. 1–8.

15. Wang K., Chang C.C., Chiu T.K., et al. (2017) *Journal of the Royal Society Interface*. 14. art. 20170717.
16. Wang K., Zhao Y., Chen D., et al. (2017) *Scientific Data*. 4. art. 170015.
17. David R., Stoessel A., Berthoz A., et al. (2016) *Scientific Reports*. 6. art. 32772.
18. Curthoys I.S., Blanks R.H.I.I., Markham C.H. (1977) *Journal of Morphology*. 151(1). pp. 1–15.
19. Teixeira M.T., Kirkilas G., Seymour P., et al. (2015) *Journal of Craniofacial Surgery*. 26(1). pp. 251–254.
20. Demkin V.P., Udut V.V., Shchetinin P.P., et al. (2017) *Byulleten' eksperimental'noy biologii i meditsiny*. 12. pp. 671–676. (In Russian.)
21. Fedorov A., Beichel R., Kalpathy–Cramer J., et al. (2012) *Magnetic Resonance Imaging*. 30(9). pp. 1323–1341.
22. Goksu N., Karademir N., Haziroglu R., et al. (1992) *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*. 101(8). pp. 699–704.
23. Hellstorm H., Salen B., Stenfors L.E. (1982) *Acta Anatomica (Basel)*. 112. pp. 346–352.
24. URL: <https://www.blender.org/>
25. Curthoys I.S., Oman C.M. (1986) *Acta Otolaryngologica (Stockholm)*. 101. pp. 1–10.
26. Lee J.Y., Shin K.J., Kim J.N., et al. (2013) *Anatomical Record*. 296. pp. 834–839.
27. Santana D., Potyagaylo C.C., Migliaccio V., et al. (2005) *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*. 6. pp. 191–206.
28. Selva P., Morlier J., Gourinat Y. (2009) *Modelling and Simulation in Engineering*. 2009. art. 245606.
29. Demkin V.P., Kingma G., Mel'nychuk S.V., et al. (2019) *Izvestiya vuzov. Fizika*. 62(12). pp. 68–75. (In Russian.)

The article was submitted 01.02.2023,
accepted for publication 05.06.2023.

Akinina Maria D., Postgraduate Student of TSU, e-mail: maakin1993@yandex.ru;
Pleshkov Maxim O., Ph.D., Junior Researcher of SSMU, e-mail: pankerams@gmail.com;
Svetlik Mikhail V., Ph.D., Associate Professor of TSU, e-mail: mihasv@rambler.ru;
Demkin Vladimir P., Dr.Sc., Professor of TSU, e-mail: demkin@ido.tsu.ru;
Starkov Dmitry N., Ph.D., Junior Researcher of SSMU, e-mail: muha1024@mail.ru;
Zaitsev Vasily A., Postgraduate Student of TSU, e-mail: vasilysushi@gmail.com;
Udut Vladimir V., Dr.Sc., Professor, Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, Senior Researcher of TSU, Deputy Director of RIPRM, e-mail: udutv@mail.ru;
Kingma Herman, Dr.Sc., Professor of Maastricht University, e-mail: hermanuskingma@gmail.com.