

УДК 612.089:621.01

**В.Е. Никогосян, аспирант,****М.Г. Арутюнян, доцент, канд. техн. наук***Государственный инженерный университет Армении (Политехник)**ул. Теряна, 105, г. Ереван, Армения, 0009**E-mail: vnikoghosyan@gmail.com***ДИАГНОСТИКА ВЕСТИБУЛЯРНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА  
ПО БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ ВЗАИМОСВЯЗИ  
АМПЛИТУД КУПУЛЫ И НИСТАГМА ГЛАЗА**

*Метод диагностики вестибулярного аппарата разработан посредством биомеханического моделирования движения купулы и экспериментальных данных вестибулярного нистагма глаз.*

**Ключевые слова:** *вестибулярный аппарат, эндолимфа, купула, нистагм, биомеханическое моделирование.*

**Введение**

В формировании пространственного понимания, в поддержании положения тела и выполнении координированных движений человека участвует множество систем организма, а их функционирование происходит по импульсам, поступающим в мозг от вестибулярных анализаторов, находящихся во внутреннем ухе. Они воспринимают ускорение или замедление тела, обеспечивая при этом динамическое равновесие или состояние покоя [1].

Диагностика вестибулярного аппарата в режиме «in vivo» очень сложна поскольку он находится за височной костью черепа. По этой причине важна разработка способов диагностирования вестибулярного аппарата и его составляющих частей по их влиянию на состояние других легко диагностируемых органов. Посредством нервных связей в мозжечке возбуждение вестибулярного аппарата влияет на движение глаз, которое называется нистагмом [2]. Изучая параметры вестибулярного нистагма, можно диагностировать составляющие структуры вестибулярного аппарата и его в целом. В исследовании устанавливается взаимосвязь между амплитудами нистагма глаз и рецептора вестибулярного аппарата – купулы.

**1. Моделирование составляющих структур вестибулярного аппарата****1.1. Моделирование полукружных каналов**

Вестибулярный аппарат имеет три полукружных канала, окончание которых с одной стороны расширяется, в виде ампулы, в которой находится купула, передающая по нервным каналам импульсы в мозг, информируя о движении тела. Смещение купулы происходит под воздействием движения эндолимфы. Полукружные каналы и вестибулярный аппарат в целом наполнены эндолимфой, которая снабжает его кислородом, ферментами, питательными веществами и гормонами. Плотность эндолимфы в норме равна  $\rho_s = 1,02 \cdot 10^3; \dots; 1,04 \cdot 10^3$ , кг/м<sup>3</sup>. Она меняется при различных заболеваниях [3].

Методами биомеханического моделирования вестибулярного аппарата выявляется связь между движением эндолимфы и купулы.

Уравнение движения эндолимфы составлено при некоторых допущениях. Рассматривается поворот эндолимфы вокруг оси проходящей по центру окружности тороидальной трубки полукружного канала (рисунок 1):

$$I\ddot{\theta} + h\dot{\theta} + c\theta = 0,$$

где  $\theta$ ,  $\dot{\theta}$  и  $\ddot{\theta}$  – соответственно угловое смещение, скорость и ускорение эндолимфы;  $I$  – момент инерции масс эндолимфы,  $h$  – коэффициент вязкого трения,  $c$  – коэффициент жесткости купулы.

Объем эндолимфы  $V = L\pi r^2$ , а масса  $m(\rho) = V\rho$ , момент инерции  $I(\rho) = m(\rho)R^2$  и коэффициент вязкого трения  $h(\mu) = V\mu$  [1].

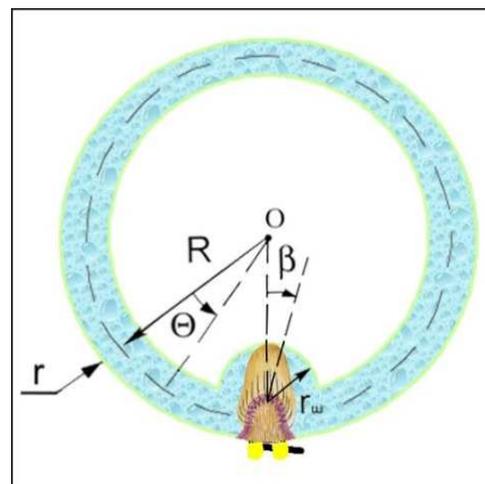


Рисунок 1 – Модель полукружного канала и купулы

### 1.2. Решение уравнения движения эндолимфы и его связь с углом перемещения купулы

Решение дифференциального уравнения движения эндолимфы при начальных условиях сверхкритического гашения колебаний  $h/I \gg c/I$  и  $t=0, \theta=0, \dot{\theta}=\omega$  выражается в виде [3]:

$$\theta(t, \rho, \mu) = \omega \frac{I(\rho)}{h(\mu)} \left( e^{-ct/h(\mu)} - e^{-h(\mu)t/I(\rho)} \right).$$

Связь между углами смещения эндолимфы и купулы имеет вид:

$$\beta = k\theta,$$

где  $\beta$  – угол отклонения купулы,  $k$  – коэффициент передачи движения от эндолимфы к купуле.

Данные по моделированию полукружных каналов приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Данные для моделирования движения эндолимфы в полукружных каналах

Параметры			Значение
Название	Назначение	Измерение	
Угловая скорость	$\omega$	$рад/с = 1/с$	0,17
Коэффициент жесткости	$c$	$Нм$	$0,64 \cdot 10^{-12}$
Коэффициент передачи	$k$	-	0,29
Длина полукружного канала	$L$	$м$	0,015
Радиус полукружного канала	$r$	$м$	0,00014
Радиус кривизны полукружного канала	$R$	$м$	0,00315
Вязкость эндолимфы	$\mu$	$Па \cdot с$	$0,85 \cdot 10^{-3}$
Плотность эндолимфы	$\rho$	$кг/м^3$	$1,02 \cdot 10^3 \dots 1,04 \cdot 10^3$
Объем эндолимфы в полукружном канале	$V$	$м^3$	$9,236 \cdot 10^{-10}$
Коэффициент вязкого трения	$h$	$Па \cdot с \cdot м^3$	$7,851 \cdot 10^{-13}$
Амплитуда купулы	$\beta$	$рад$	

Закон движения купулы получен при нормативных значениях плотности и вязкости эндолимфы (рисунок 2).

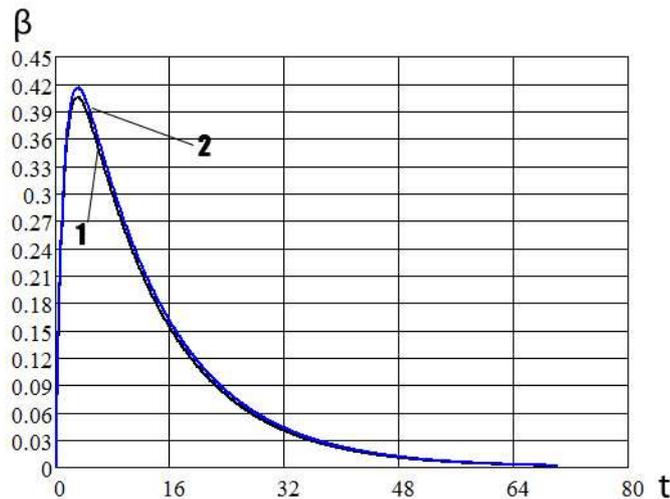


Рисунок 2 – Закон движения эндолимфы

На рисунке 2 кривая 1 соответствует значению  $\rho_1 = 1,02 \cdot 10^3$  кг/м<sup>3</sup>, кривая 2 соответствует значению  $\rho_2 = 1,04 \cdot 10^3$  кг/м<sup>3</sup>. Вязкость не меняется  $\mu = 0,85 \cdot 10^{-3}$  Па·с. Время затухания колебания купулы равно  $t = 68,5$  мс.

### 2. Экспериментальный способ регистрации амплитуды нистагма

В целях клинических исследований экспериментально выявлена связь между полученными тестированием параметрами нистагма: углом отклонения и амплитудой нистагма и полученными методом биомеханического моделирования параметрами вестибулярного аппарата: амплитудой угла отклонения купулы и временем затухания ее колебаний [1, 2].

Амплитуда отклонения купулы выражается следующим уравнением:

$$\beta = k\omega \frac{I(\rho)}{h(\mu)}$$

В норме амплитуда отклонения купулы равна  $\beta = 0,406 \dots 0,416$  рад.  
 Схема регистрации амплитуды нистагма приведена на рисунке 3.

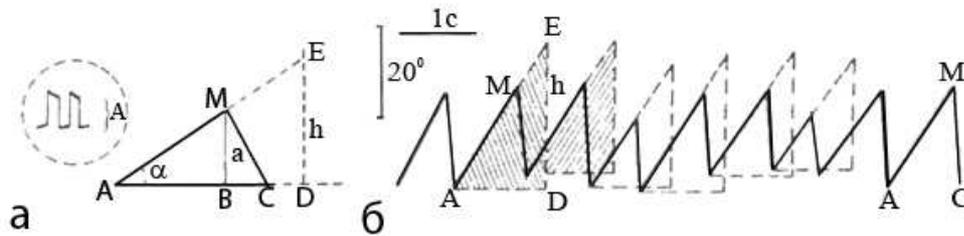


Рисунок 3 – Диаграммы амплитуды угловой скорости нистагма в медленной фазе:  
 а) – калибровочная осциляция и геометрия одного цикла нистагма, б) измерение высоты  $h$  треугольника ADE, построенного на осциллограмме нистагма, AM – медленная фаза нистагма

**3. Соотношение амплитуд нистагма и купулы**

В норме (у здорового человека) от соотношения амплитуд нистагма и купулы получается величина  $\lambda$  – коэффициент связи колебаний глаза и купулы  $x/\beta = \lambda$  [4]. Рост амплитуды купулы приводит к повышенному раздражению рецепторных клеток, в результате чего усиливаются импульсы, направленные в вестибулярные и зрительные узлы в мозгу и соответственно растет амплитуда нистагма.

Значениям амплитуд нистагма и купулы в норме соответствует следующий диапазон значений коэффициента передачи  $\lambda = 2,24 \dots 2,29$ .

С помощью полученных от обследования больных значений амплитуды нистагма определяется амплитуда купулы, а затем соотношение момента инерции масс и вязкого трения эндолимфы. Диапазон значений упомянутого выше соотношения в норме определяется с помощью значений амплитуды купулы в норме.

Для клинического применения формируется таблица 2, которая содержит значения величин  $x$ ,  $\beta$ ,  $I/h$  и  $\rho/\mu$ .

Таблица 2 – Зависимость амплитуд нистагма и купулы от биомеханических свойств эндолимфы в норме

$x$ , рад	$\lambda$	$\beta$ , рад	$I/h$ , кг/Па·с·м	$\rho/\mu$ , кг/Па·с·м <sup>3</sup> ×10 <sup>6</sup>
0,909	2,24	0,406	11,907	1,200
0,918	2,25	0,408	11,954	1,205
0,927	2,26	0,41	12,000	1,209
0,935	2,27	0,412	12,047	1,214
0,944	2,28	0,414	12,094	1,219
0,953	2,29	0,416	12,140	1,223

Зависимость амплитуды нистагма от биомеханических свойств эндолимфы приведена на рисунке 4.

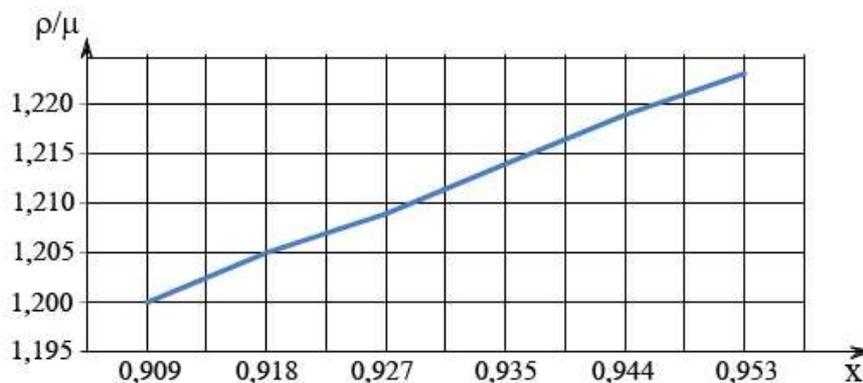


Рисунок 4 – Зависимость амплитуды нистагма от соотношения плотности к вязкости эндолимфы

**Заключення**

Биомеханические свойства эндолимфы меняются при патологических и гнойных заболеваниях уха, когда происходит проникновение из генерированных в кровь токсичных веществ во внутреннюю среду вестибулярного аппарата. Параметры нистагма, полученные путем тестов, дают возможность диагностировать вестибулярный аппарат, находящийся во внутреннем труднодоступном участке черепа и получить сведения о состоянии плотности и вязкости эндолимфы. В результате исследования нистагма определяется его амплитуда, которая соответствует амплитуде движений купулы и зависит от физиологического состояния вестибулярного аппарата.

**Библиографический список использованной литературы**

1. Бабияк В.И. Вестибулярная функциональная система / В.И. Бабияк, Ю.К. Янов. — СПб.: Гиппократ, 2007. — 432 с.
2. Параметрическое описание вестибулярного нистагма / А.Е. Курашвили, В.И. Бабияк [и др.] // Вестник оториноларингологии. — 1973. — № 3. — С. 31–35.
3. Бегун П.И. Биомеханика: учебник для вузов / П.И. Бегун, Ю.А. Шукейло. — СПб.: Политехника, 2000. — 463 с.
4. Программирование изменений вестибулярного аппарата на основании взаимосвязей амплитуд нистагма и купулы / В.Е. Никогосян, М.Х. Назарян, М.Г. Арутюнян, А.К. Шукурян // Вопросы теоретической и клинической медицины: науч.-практ. журнал. — 2008. — Том 11, № 3 (51).

*Поступила в редакцию 8.04.2013 г.*

**Никогосян В.Е., Арутюнян М.Г. Діагностика вестибулярного апарата людини по біомеханічному взаємозв'язку амплітуд купули й ністагму ока**

Метод діагностики вестибулярного апарата був розроблений за допомогою біомеханічного моделювання руху купули й експериментальних даних вестибулярного ністагму очей.

**Ключові слова:** вестибулярний апарат, ендолімфа, купула, ністагм, біомеханічне моделювання.

**Nikoghosian V., Arutunian M. Diagnostics of the vestibular apparatus of the man on the grounds of the biomechanical relation between amplitudes of eye cupola and eye nystagmus**

A method of vestibular system diagnostics is developed on the bases of correlated results of biomechanical modeling and experimental characteristics of nistagmus – the eye movement arisen as a result of its excitation.

**Keywords:** vestibular system, endolymph, cupola, nistagmus, biomechanical modeling.