

УДК 531.396

## **Вестибулярная функция в экстремальных условиях персональной навигации и ее коррекция<sup>1</sup>**

**В. А. Садовничий, В. В. Александров, Т. Б. Александрова,  
С. С. Лемак, А. М. Шкель**

### **1. Экстремальные ситуации и функционирование вестибулярного аппарата**

В процессе эволюции животного мира был сформирован вестибулярный аппарат, являющийся одним из основных элементов системы навигации животного (персональной навигации для человека). Благодаря функционированию этой навигационной системы животное осуществляет управление и стабилизацию собственного движения [1].

В состав вестибулярного аппарата у высокоразвитых видов животных входят: три полукружных канала с каждой боковой стороны головы, образующие два почти ортогональных трехгранника, и две пары отолитовых органов — два утрикулуса и два саккулуса. Каждый канал может быть представлен в виде изогнутой трубки, имеющей форму полуокружности и заполненной вязкой жидкостью — эндолимфой.

Оба конца каждого из трех каналов, составляющих трехгранник, открыты в общий резервуар — утрикулус. В непосредственной близости от утрикулуса один конец канала расширяется, образуя ампулу, а затем сужается до первоначального диаметра.

Внутри ампулы имеется желеобразная перегородка — купула, которая расположена на чувствительном основании — кристе, содержащей волосковые (рецепторные) клетки, и может перемещаться при движении эндолимфы (рис. 1). Внутри утрикулуса находится отолитовая мембрана, имеющая сложную форму и содержащая кристаллы отолиты и желеобразную массу. Мембрана может перемещаться вдоль

---

<sup>1</sup> «Вестник Московского университета», сер. 1. Математика, механика. 2003. №4. С.25–35

макулы — чувствительного основания утрикулуса, содержащего волосковые (рецепторные) клетки.

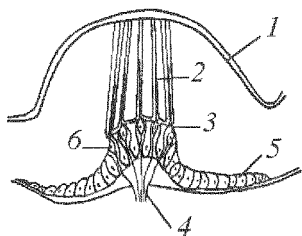


Рис.1. Ампула вестибулярного аппарата: 1 — свод ампулы; 2 — купула; 3 — субкупулярное пространство; 4 — вестибулярный нерв; 5 — поддерживающие клетки; 6 — чувствительные волосковые клетки.

механики полукружного канала и отолитового органа.

В качестве теоретико-механической модели динамики полукружного канала рассмотрим купулу как упругий поршень, находящийся в ампуле полукружного канала под давлением эндолимфы (рис. 2), перемещающейся относительно стенок канала при наличии углового ускорения головы животного [3]. В статьях [3, 4] получена приближенная математическая модель динамики купулы-поршня

$$\ddot{x}_0 + \frac{8\nu}{a^2}\dot{x}_0 + \frac{\gamma}{m_0 k^4}x_0 = -\frac{R}{k^2}\left(1 + \frac{l}{\mathcal{L}}\right)\dot{\omega}. \quad (1)$$

Здесь  $x_0$  — линейное смещение купулы-поршня относительно положения равновесия;  $\dot{\omega}$  — проекция углового ускорения поворота головы животного на ось, ортогональную плоскости канала;  $R$  — внешний радиус канала;  $a$  — внутренний радиус канала;  $a_0$  — радиус ампулы,  $k = \frac{a_0}{a_1} > 1$  (рис. 2);  $\mathcal{L}$  — длина канала;  $l$  — длина утрикулуса,  $l < \mathcal{L}$ ;  $m_0 = \rho \pi a^2 \mathcal{L}$ , где  $\rho$  — плотность эндолимфы;  $\gamma$  — коэффициент упругости купулы-поршня;  $\nu$  — кинематический коэффициент вязкости эндолимфы.

Уравнение (1) получено в результате упрощений системы уравнений совместной динамики эндолимфы и купулы-поршня во вращающемся полукружном канале, имеющей малые параметры.

Возможное наличие протечек эндолимфы через подкупулярное пространство выражается малой добавкой в коэффициент  $\frac{8\nu}{a^2}$ , оказывающей несущественное влияние на динамику купулы [3, 4]. Если

Саккулюс представляет собой (в отличие от утрикулуса) отдельный, почти изолированный мешочек. Макула саккулюса расположена в вертикальной плоскости головы. Смещение отолитовой мембраны саккулюса происходит вдоль макулы [2].

Для того чтобы пояснить целесообразность выделения экстремальных ситуаций в функционировании вестибулярного аппарата, приведем упрощенные математические модели биомеханики

рассматривать купулу в виде диафрагмы, полностью перекрывающей сечение ампулы, получим уравнение, аналогичное (1) при  $\nu = 8\pi T$ , где  $T$  — жесткость диафрагмы [4].

Динамику отолитового органа рассмотрим на примере саккулюса рыб и амфибий. В этом случае отолитовую мембрану можно представить в виде абсолютно жесткого тела, плотность  $\varrho_0$  которого в несколько раз больше плотности эндолимфы, окружающей отолитовую мембрану в саккулюсе [5]. Будем считать, что отолитовая мембрана в этом случае совершает плоскопараллельные движения в местной вертикальной плоскости саккулюса под воздействием следующих сил: гравитационной силы

$\varrho_0 V_0 \mathbf{g}$ , где  $V_0$  — объем отолитовой мембраны,  $\mathbf{g}$  — гравитационное ускорение; выталкивающей силы эндолимфы  $-\varrho V_0 \mathbf{g}$  (силы Архимеда); сил инерции  $-m_2(\mathbf{w} + \dot{\omega} \times \mathbf{r} + \omega \times (\omega \times \mathbf{r}) + 2\omega \times \dot{\mathbf{r}})$ , где  $m_2 = (\varrho_0 - \varrho)V_0$ ,  $\mathbf{w}$  — абсолютное ускорение расчетной точки саккулюса,  $\omega$  — абсолютная угловая скорость головы животного,  $\mathbf{r}$  — вектор относительного смещения центра масс отолитовой мембраны,  $\mathbf{r}^T = (x_1, x_2, 0)$ ; силы вязкого трения  $(-\nu \dot{\mathbf{r}})$  (эндолимфа — вязкая жидкость); силы динамического сопротивления эндолимфы  $(-k_1 \varrho \ddot{\mathbf{r}})$ ; силы упругости  $(-k_2 \mathbf{r})$ , носителями которой являются подмембранная структура, связанная с отолитовой мембраной (столбчатый слой, содержащий решетку из актиновых нитей, контактирующий с микровиллами опорных клеток [6]), и волосковые пучки рецепторных клеток макулы саккулюса. В проекциях на оси чувствительности макулы  $Ox_1, Ox_2$  уравнения относительного смещения центра масс отолитовой мембраны примут вид

$$\frac{m_1}{m_2} \ddot{x}_1 + \frac{\nu}{m_2} \dot{x}_1 + \frac{k_2}{m_2} x_1 - (2\omega_3 \dot{x}_2 + (\omega_3^2 + \omega_2^2) x_1 + (\dot{\omega}_3 - \omega_1 \omega_2) x_2) = g_1 - w_1, \quad (2)$$

$$\frac{m_1}{m_2} \ddot{x}_2 + \frac{\nu}{m_2} \dot{x}_2 + \frac{k_2}{m_2} x_2 + (2\omega_3 \dot{x}_1 - (\omega_3^2 + \omega_1^2) x_1 + (\dot{\omega}_3 - \omega_1 \omega_2) x_1) = g_2 - w_2, \quad (3)$$

где  $m_1 = (\varrho_0 + k_1 \varrho) V_0$  и  $k_1 \varrho V_0$  — присоединенная масса отолитовой мембраны;  $g_1, g_2$  — проекции гравитационного ускорения  $\mathbf{g}$ ;  $w_1, w_2$  —

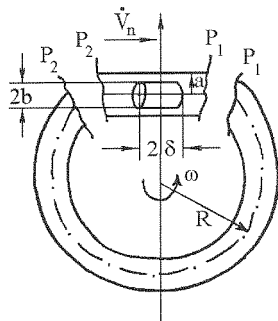


Рис. 2. Модель динамики купулы-поршня

проекции абсолютного линейного ускорения  $\mathbf{w}$ ;  $\omega_1, \omega_2, \omega_3$  — проекции абсолютной угловой скорости головы животного.

В частном случае одной оси чувствительности математическая модель (2), (3) совпадает с математической моделью, приведенной в [7]. В более общем случае, чтобы описать динамику отолитовой мембраны саккулюса или утрикулюса млекопитающих, необходимо рассматривать либо конечномерные модели большой размерности, аналогичные (2) и (3), либо бесконечномерные модели [8]. Экстремальные ситуации достаточно хорошо моделируются уравнениями (2), (3).

Таким образом, можно утверждать, что каналотолитовая реакция вестибулярного аппарата (1)–(3) на механический стимул есть реакция на угловое ускорение  $\dot{\omega}$  головы животного и на кажущееся ускорение  $(\mathbf{w} - \mathbf{g})$  расчетной точки головы. Нормализованное значение кажущегося ускорения

$$\mathbf{n} = \frac{1}{g_0}(\mathbf{w} - \mathbf{g}) \quad (4)$$

называется перегрузкой ( $g_0$  — ускорение свободного падения на экваторе). Описание дальнейшего развития реакции — механоэлектрической трансдукции; ионных токов волосковых клеток, расположенных в кристе и макуле; динамики потока нейромедиатора; возникновения и распространения афферентной импульсации по нервным волокнам — можно найти в работах [1,4,7]. Чтобы описать различные экстремальные ситуации в функционировании вестибулярного аппарата, воспользуемся математическим моделированием начала каналотолитовой реакции (1)–(3). Следует отметить, что динамика начала реакции полукружного канала (1) и отолитового органа (2), (3) различна. Собственная динамика купулы-поршня (1) или купулы-диафрагмы соответствует динамике сильно задемпфированного крутильного маятника [1]. Собственная же динамика отолитовой мембраны (2), (3) соответствует физическому маятнику с критическим демпфированием [7], что может приводить в отдельных случаях к присутствию собственных колебаний.

**1.1. Вестибулосенсорный конфликт в невесомости.** Эта экстремальная ситуация имеет место, например, в орбитальном полете. В этих условиях характер реакции полукружного канала на угловое ускорение принципиально не меняется. В то же время, как это видно из уравнений (2), (3), основной механический стимул для реакции отолитового органа отсутствует, так как  $(\mathbf{g} - \mathbf{w} \sim 0$ . Таким образом, имеет место лишь собственная динамика отолитовой мембраны при возможном параметрическом возмущении  $\omega(t)$ , что приводит к нарушению

согласованной реакции полукружных каналов и отолитовых органов и, следовательно, к вестибулярной дисфункции [9, 10]. На спутниках и орбитальных станциях были проведены многочисленные эксперименты на рыбах, амфибиях, птицах и млекопитающих с целью выяснения особенностей поведения вестибулярной функции в орбитальном полете. Так, например, на биоспутниках «Космос» около 70% экспериментального времени было отдано на такие эксперименты. На орбитальной станции «Мир» в течение 15 лет ее функционирования проводились исследования вестибулярной функции с участием космонавтов. Накоплен богатый материал по нейрональным реакциям вестибулярного аппарата на каналовые и отолитовые раздражения в невесомости [11], по вестибулоокуломоторным реакциям, приводящим к увеличению запаздывания в установке взора [12], что в ряде случаев явилось причиной аварийных ситуаций, связанных с визуальным управлением движения космических объектов. Следует отметить, что наличие переменного запаздывания при стабилизации взгляда носит хронический характер и продолжается после возвращения космонавта на Землю в течение всего периода его реабилитации [12].

**1.2. Потеря ориентации в полете с большими перегрузками.** Полет с большими перегрузками ( $|n(t)| > 1$ ), характеризуется возникновением различных иллюзий, в частности выражающихся в появлении кажущегося горизонта, кажущейся вертикали [13]. Наличие больших (до 15  $g$ ) и быстроменяющихся перегрузок сопровождается значительной реакцией полукружных каналов на угловое ускорение, вследствие чего происходит потеря ориентации, приводящая к аварийным ситуациям при пилотировании летательных аппаратов. Вестибулярный аппарат функционирует в этих экстремальных условиях на пределе своих возможностей, нарушается кровоснабжение вестибулоглазодвигательного аппарата, что может вызывать временную потерю зрения и как следствие нарушение функций персональной навигации и полуавтоматического управления полетом.

**1.3. Болезнь движения, или морская болезнь.** Данная экстремальная ситуация наблюдается при качке корабля или при движении на автомобиле по дороге, имеющей сложный профиль или многочисленные повороты [14]. Причиной возникающего при этом дискомфорта у большинства пассажиров, вероятно, является параметрическое возмущение динамики отолитового органа. Как следует из (2) и (3), в случае существования собственных колебаний отолитовой мембраны в принципе возможен параметрический резонанс (незатухающие амплитуды колебаний) при определенном наборе частот угловой скорости движения и частот кажущегося ускорения. Если же в

динамике рецепторных клеток имеет место предельный цикл [15], то можно говорить и о параметрическом резонансе автоколебательной системы.

**1.4. Потеря вертикальной позы на Земле.** Предположим, что угол  $\varphi(t)$  описывает потерю вертикальной позы человека,  $\varphi(t_0) = 0$  соответствует началу падения и  $\varphi(t_1) = -\frac{\pi}{2}$  — его окончанию ( $t_1 - t_0 \approx 1$  с). Тогда упрощенная модель начала каналоотолитовой реакции (1)–(3) описывается уравнениями

$$\ddot{x}_0 + \frac{8\nu}{a^2}\dot{x}_0 + \frac{\gamma_0}{m_0k^4}x_0 = -\frac{R}{k^2}\left(1 + \frac{l}{L}\right)\ddot{\varphi}(t),$$

$$\begin{aligned} \frac{m_1}{m_2}\ddot{x}_1 + \frac{\nu}{m_2}\dot{x}_1 - 2\dot{\varphi}(t)x_2 + \left(\frac{k_2}{m_2} - \dot{\varphi}^2(t)\right)x_1 - \ddot{\varphi}(t)x_2 = \\ = g_0 \sin \varphi(t) + \ddot{\varphi}(t)l, \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{m_1}{m_2}\ddot{x}_2 + \frac{\nu}{m_2}\dot{x}_2 + 2\dot{\varphi}(t)x_1 + \left(\frac{k_2}{m_2} - \dot{\varphi}^2(t)\right)x_2 - \ddot{\varphi}(t)x_1 = \\ = g_0 \cos \varphi(t) - \dot{\varphi}^2(t)l. \end{aligned}$$

Из этих уравнений видно, что каналоотолитовая реакция на механический стимул  $\varphi(t)$ ,  $t \in [t_0, t_1]$ , — поворот в гравитационном поле — развивается как достаточно сложное движение купулы и отолитовой мембраны. Если при этом по различным причинам отсутствует адекватное изменение проводимости тока трансдукции, то возможно запаздывание в информационном процессе передачи этой реакции посредством афферентной импульсации. В результате стабилизация вертикальной позы может стать невозможной, и происходит ее потеря.

## 2. Динамическая имитация экстремальных ситуаций и коррекция вестибулярной функции

С целью изучения вестибулярной функции в экстремальных условиях в начале XX века создавались специальные динамические стенды, на которых размещалось животное или препарат вестибулярной системы.

Кинематические схемы этих стендов различны: поворотные столы, динамические платформы, стенды опорного типа, центрифуги с кардановым подвесом и без него и т.д. [16]. В 1903 г. К.Э. Циолковский

провел первые опыты на насекомых, помещенных на центрифугу, с целью выяснить возможности животных по восприятию больших перегрузок. В 20-х гг. работы братьев Б. и Х. Дирингсхёфен и доктора Дж. Стайка [17] положили начало формированию экспериментальных центров по изучению воздействия различных факторов полета на человека. Постепенно все большее распространение среди различных динамических стендов получили стенды типа центрифуги с карданным подвесом [16].

**2.1. Кинематическая схема центрифуги с управляемым карданным подвесом.** Рассмотрим центрифугу с кабиной (для испытуемого) в карданном подвесе (рис. 3).

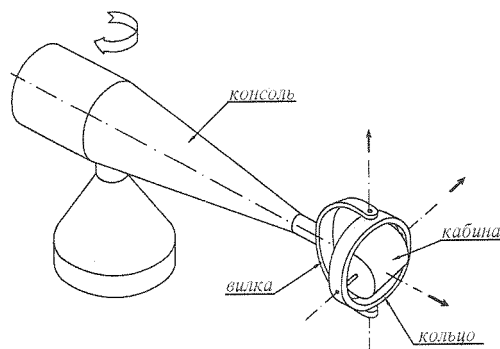


Рис. 3. Центрифуга с управляемым карданным подвесом

Консоль центрифуги может вращаться в горизонтальной плоскости с командной угловой скоростью  $\omega_k(t)$ . На конце консоли находится карданов подвес. Полусфера карданова подвеса (вилка, рис. 3) имеет ось симметрии, совпадающую с консолью, и может поворачиваться на командный угол  $\varphi$ . Во внешнем кольце, являющемся границей полусферы, закреплена в исходном вертикальном положении ось внутреннего кольца, вокруг которой оно может поворачиваться на командный угол  $\psi$ . Во внутреннем кольце перпендикулярно к его оси закреплена ось кабины, которая может поворачиваться на командный угол  $\gamma$ . Таким образом, данный динамический стенд представляет собой управляемую механическую систему с четырьмя степенями свободы. Рассмотрим возможности такого стенда по имитации экстремальных условий.

**2.2. Имитация кажущегося ускорения (вектора перегрузки  $\mathbf{n}$ ).** Пусть ось вращения внутреннего кольца центрифуги в исход-

ном положении вертикальна, а ось вращения кабины горизонтальна и направлена перпендикулярно консоли. С осью вращения центрифуги свяжем неподвижную систему координат  $O'\xi\eta\zeta$ , ось  $O'\xi$  которой вертикальна. Система координат  $O'XYZ$  жестко связана с консолью, ось  $O'X$  совпадает с осью  $O'\xi$ , а ось  $O'Y$  направлена по консоли. Оси системы координат  $OXYZ$  с началом в центре карданова подвеса параллельны осям системы координат  $O'XYZ$ . Системы координат  $Ox_1y_1z_1$ ,  $Ox_2y_2z_2$  и  $Oxyz$  жестко связаны соответственно с вилкой, внутренним кольцом и кабиной. Схема перехода от системы  $O'XYZ$  к системе  $Oxyz$  следующая:

$$XYZ \xrightarrow[Y, y_1]{\theta} x_1y_1z_1 \xrightarrow[x_1, x_2]{\psi} x_2y_2z_2 \xrightarrow[z_2, z]{\gamma} xyz,$$

где углы поворотов  $\theta$  и  $\psi$  введены по часовой стрелке, а угол  $\gamma$  — против часовой стрелки. Перегрузка (4), создаваемая на центрифуге, равна  $\mathbf{n}^T = (n_X, n_Y, n_Z) = (1, -\frac{\omega^2 l}{g}, \frac{\dot{\omega} l}{g})$ , где  $n_X, n_Y, n_Z$  — ее проекции на оси системы координат  $OXYZ$ ,  $l$  — длина консоли центрифуги, а  $\omega$  — угловая скорость ее вращения вокруг оси  $O'\xi$ .

Проекция вектора перегрузок реального полета  $\mathbf{n}^0(t)$  на оси системы координат, связанной с кабиной летательного аппарата, известны нам как функции времени. В процессе имитации необходимо управлять углами карданова подвеса и скоростью вращения консоли так, чтобы выполнялось неравенство  $\|\mathbf{n} - \mathbf{n}^0(t)\| < \varepsilon$ , где  $\varepsilon$  — точность имитации [18].

Алгоритм имитации перегрузки распадается на две части. Сначала из решения задачи об имитации модуля перегрузки определяется необходимая скорость вращения консоли центрифуги. Далее из решения задачи об имитации направления вектора перегрузки определяются углы поворота колец карданова подвеса.

*Динамическая имитация модуля перегрузки.* Модуль перегрузки удовлетворяет равенству

$$|\mathbf{n}|^2 = n^2 = 1 + \frac{\omega^4 l^2}{g^2} + \frac{\dot{\omega}^2 l^2}{g^2},$$

откуда получаем уравнение для требуемой угловой скорости центрифуги

$$\dot{\omega}^2 + \omega^4 = \left(\frac{g}{l}\right)^2 (n^2 - 1). \quad (5)$$

Заметим, что в земных условиях на центрифуге нельзя воспроизвести перегрузку с модулем  $|\mathbf{n}(t)| < 1$ . В этом случае удается имитировать



только направление вектора реальной перегрузки при невращающейся консоли центрифуги. Уравнение (5) не разрешено относительно старшей производной. Известно [16], что при квазистационарной правой части возможно точно построить кусочно-дифференцируемое решение уравнения (5).

Будем искать решение этого уравнения по конечно-разностной схеме на шаге имитации. Пусть определены моменты времени  $t_k$  ( $k = 0, 1, \dots$ ), где  $\tau = t_{k+1} - t_k$  — шаг имитации. Будем считать, что в любой момент  $t_k$  известно значение  $c_{k+1} = c(t_{k+1})$ , где  $c(t) = \frac{2}{l} \sqrt{n^2(t) - 1}$ . Чтобы определить  $\omega(t)$  на отрезке  $[t_k, t_{k+1}]$ , будем использовать следующую аппроксимацию решения:

$$\omega(t) = \sqrt{\omega^2(t_k) + U_k(t - t_k)},$$

которая наиболее проста в силу линейности относительно  $W = \omega^2$ :

$$W(t) = W_k + U_k(t - t_k).$$

Выберем  $U_k$  так, чтобы в момент времени  $[t_k - 0]$  выполнялось равенство (5), которое при  $\omega^2 = W$  принимает вид  $U_k^2 + 4W^3 = 4Wc^2$ . В момент  $t_{k+1}$  это уравнение записывается следующим образом:

$$U_k^2 + 4W_{k+1}^3 = 4W_{k+1}c_{k+1}^2. \quad (6)$$

При этом возможны две ситуации.

А)  $W_k \leq c_{k+1}$ , т.е. перегрузка возрастает или остается постоянной. Обозначим  $x = W_{k+1}$ , тогда  $U_k = \frac{1}{\tau}(x - W_k)$ , где  $x$  — корень уравнения  $F(x) = 0$  при  $\tau = t_{k+1} - t_k$ :

$$F(x) = 4\tau^2 x^3 + x^2 - 2(W_k + 2\tau^2 c_{k+1}^2)x + W_k^2, \quad (7)$$

которое получается из (6) подстановкой  $U_k = \frac{1}{\tau}(x - W_k)$ . Заметим, что нас интересуют только неотрицательные корни уравнения  $F(x) = 0$  (так как  $\omega_{k+1}^2 = W_{k+1} = x$ ), т.е.  $x \geq 0$ . Если  $W_k = 0$ , то уравнение (7) принимает вид

$$x(4\tau^2 x^2 + x - 4\tau^2 c_{k+1}^2) = 0.$$

Отсюда находим решение:  $x = \frac{-1 + \sqrt{1 + 64\tau^4 c_{k+1}^2}}{8\tau^2} \geq 0$ .

Теперь рассмотрим случай, когда  $W_k > 0$ . Ищем корень уравнения  $F(x) = 0$ , который лежит на отрезке  $[W_k, c_{k+1}]$ . Такой корень всегда существует, поскольку  $F(W_k) \leq 0$ , а  $F(c_{k+1}) \geq 0$ .

Б)  $c_{k+1} < W_k$ , т.е. перегрузка убывает. Функция  $F(x)$  — многочлен третьей степени — всегда имеет один отрицательный корень. Поэтому на положительной полуоси минимум достигается в точке

$$x_0 = \frac{\sqrt{1 + 24\tau^2 (W_k + 2\tau^2 c_{k+1}^2)} - 1}{12\tau^2}.$$

Если в этой точке  $F(x_0) \leq 0$ , то решение (одно или два) существует и следует выбирать значение  $W_{k+1}$ , которое принадлежит отрезку  $[x_0, W_k]$ .

В случае  $F(x_0) > 0$  решения не существует, поэтому в качестве  $W_{k+1}$  будем выбирать значение  $x_0$ , где функция  $F(x)$  достигает минимума. Представленный алгоритм позволяет находить в дискретные моменты времени требуемую угловую скорость вращения центрифуги в режиме реального времени.

*Имитация направления вектора перегрузки.* При выбранной угловой скорости вращения консоли решим задачу о нахождении углов поворота карданова подвеса, позволяющих воспроизводить ориентацию вектора  $\mathbf{n}^0(t)$  в системе координат, связанной с кабиной центрифуги.

Проекция вектора перегрузки в центре карданова подвеса в системе координат  $Oxyz$ , жестко связанной с кабиной центрифуги, имеют вид

$$\begin{aligned} n_x &= \cos \theta \cos \gamma + \sin \theta \sin \psi \sin \gamma - \frac{\omega^2 l}{g} \cos \psi \sin \gamma + \\ &\quad + \frac{\dot{\omega} l}{g} (\sin \theta \cos \gamma - \cos \theta \sin \psi \sin \gamma), \\ n_y &= -\cos \theta \sin \gamma + \sin \theta \sin \psi \cos \gamma - \frac{\omega^2 l}{g} \cos \psi \cos \gamma + \\ &\quad + \frac{\dot{\omega} l}{g} (-\sin \theta \sin \gamma - \cos \theta \sin \psi \cos \gamma), \\ n_z &= -\sin \theta \cos \psi - \frac{\omega^2 l}{g} \sin \psi + \frac{\dot{\omega} l}{g} \cos \theta \cos \psi. \end{aligned} \quad (8)$$

Заметим, что равенства (8) не являются независимыми и, чтобы определить ориентацию вектора перегрузки, вообще говоря, достаточно двух поворотов карданова подвеса. Имитировать перегрузки можно, например, закрепив «вилку» и тогда из равенств (8) найдя требуемые углы поворота кольца и кабины.

Однако во многих случаях такое решение приводит к очень большим изменениям углов поворота на шаге имитации, что требует боль-

ших угловых ускорений движения кольца и кабины, а это может исказить картину канало-отолитовой реакции вестибулярной системы.

С целью снижения влияния паразитных угловых ускорений будем использовать все три угла поворота карданова подвеса, на каждом шаге решая задачу минимизации суммарного угла. Вычислим требуемые углы карданова подвеса в моменты времени  $t_k$ ,  $k = 1, 2, \dots$ , соответствующие шагу имитации из решения следующей экстремальной задачи:

$$J(\theta_k) = (\theta_k - \theta_{k-1})^2 + (\psi_k - \psi_{k-1})^2 + (\gamma_k - \gamma_{k-1})^2 \longrightarrow \min_{\theta_k \in [-\pi, \pi]}, \quad (9)$$

где  $\psi_k = \psi_k(\theta_k)$ ,  $\gamma_k = \gamma_k(\theta_k)$ .

При фиксированном  $\theta_k$  из системы (8) найдем явное выражение для  $\psi_k$ :

$$\psi_k = \arcsin \frac{n_y}{\sqrt{s_1^2 + s_3^2}} + \operatorname{arctg} \frac{s_3}{s_1}, \quad (10)$$

где  $s_1 = \frac{l\omega^2}{g}$ ,  $s_3 = \frac{l\dot{\omega}}{g}$ . Определив  $\psi_k$ , найдем  $\gamma_k$ :

$$\gamma_k = \operatorname{arctg}(s_2) - \arcsin \frac{n_z}{\sqrt{1 + s_2^2}}, \quad (11)$$

где  $s_2 = s_3 \sin \psi_k - s_1 \cos \psi_k$ .

Заметим, что задача (9) представляет собой задачу одномерной минимизации нелинейной функции при наличии ограничений. Ее решение с приемлемой точностью может быть получено в реальном масштабе времени с помощью алгоритма поиска глобального экстремума функции [20].

**2.3. Тренировки на имитационных стендах и коррекция вестибулярной функции.** В § 1 описаны экстремальные ситуации в персональной навигации, когда функционирование вестибулярного аппарата нуждается в коррекции. Возможны два вида коррекции вестибулярной функции или два вида помощи вестибулярному аппарату.

Первый вид — это проведение тренировок, помогающих человеку быстрее адаптироваться в соответствующей экстремальной ситуации и осуществлять коррекцию той информации от вестибулярной системы, которая необходима для персональной навигации (формирование соответствующего условного рефлекса).

Второй вид — это создание вестибулярного протеза, который в экстремальной ситуации может осуществлять коррекцию вестибулярной

функции вплоть до ее полной замены в случае, когда вестибулярный аппарат не функционирует. Вопрос об исключении или коррекции вестибулярной функции с помощью фармакологических средств здесь не обсуждается.

Рассмотрим кратко возможности первого вида коррекции. Ясно, что тренировки по коррекции вестибулярной функции в экстремальных условиях необходимо проводить на динамическом стенде, позволяющем осуществлять динамическую имитацию соответствующей экстремальной ситуации. Как показано в п.2.2, возможна динамическая имитация кажущегося ускорения, являющегося основным механическим стимулом для отолитовых органов, и использование центрифуга с управляемым кардановым подвесом представляется наиболее целесообразным. Однако в общем случае угловые скорости имитирующего движения могут не соответствовать угловым скоростям реального движения. Согласно [17, 18], в случае квазистационарного имитируемого движения несоответствие несущественное. Это дает возможность реализовать алгоритм динамической имитации управляемого спуска с орбиты [16] и тем самым проводить тренировки командиров экипажей Международной космической станции (МКС), что и осуществляется в настоящее время в Центре подготовки космонавтов им. Ю.А. Гагарина.

Возможна также более сложная постановка задачи динамической имитации, когда требуется найти такие имитирующие движения, при которых механический стимул для каналоотолитовой системы и динамика каналоотолитовой реакции на стенде близки к соответствующим характеристикам в реальном движении.

Еще одна проблема при этом виде коррекции требует своей постановки и решения. Корректировать вестибулярную функцию в экстремальной ситуации необходимо, чтобы уточнить навигационную информацию с целью улучшения управления собственным движением или движением управляемого объекта. Поэтому объем и продолжительность тренировок определяются результатами тестирования качества тех навыков в управлении, которые необходимо выработать. Один из подходов к гарантированному тестированию изложен в работах [21, 19].

### **3. Коррекция вестибулярной функции с помощью микроэлектромеханических систем**

**3.1. Технология MEMS и микрогирискон.** Гирископы используются для измерения ориентации, направления курса или направления на точку. К настоящему времени разработано много разных

концепций гироскопов — от высокоточных инерциальных навигационных систем до дешевых датчиков широкого применения, обусловивших широкий класс гироскопических технологий [22]. Вращающееся колесо, колеблющаяся вилка, твердотельный лазер, магнитогироскопы — вот лишь несколько примеров таких технологий. Почти все высокоточностные технологии характеризуются высокой стоимостью, большими размерами и энергоемкостью, а использование микромашинной технологии позволяет изготавливать недорогие миниатюрные гироскопы хорошей чувствительности [22].

Механические микрогироскопы появились благодаря технологии, применяемой при производстве интегральных микросхем (ИС). Недавние достижения в технологии производства компьютерных процессоров инициировали спрос на малые системы, или микроэлектронно-механические системы (MEMS), которые в полной мере демонстрируют все преимущества микротехнологии ИС. Возможности ИС-индустрии по изготовлению микросхем из кремния и алюминия позволяют производить миниатюрные инерциальные датчики. Благодаря совместному использованию MEMS и ИС удалось объединить механические структуры и электронные микросхемы на одном и том же чипе. Эти работы успешно проводятся в Калифорнийском университете (США) [22], [23].

Размещение систем электронного интерфейса, процессора и аналого-числового преобразователя на одном и том же чипе позволяет уменьшить паразитные шумы, добиться существенных уменьшений размера устройства, упростить его изготовление. Исключается необходимость помещать значительное число отдельных компонентов на большой печатной плате. Появилась возможность изготовить устройство, способное точно измерять, обрабатывать и передавать трехмерное движение, на одном кремниевом чипе размера менее одного кубического сантиметра.

Благодаря технологии MEMS удалось создать прототип протеза полукружного канала. Протез полукружного канала предназначен для восстановления способности поддерживать равновесие. В идеале протез должен реагировать на движение с достаточной точностью и посылать в центральную нервную систему сигналы, имитирующие сигналы от естественного органа.

В основе классического микрогироскопа лежит вращение колеса или ротора, что в сочетании с кардановым подвесом позволяет реагировать на вращения объекта, сохраняя кинетический момент. К сожалению микрогироскопы, основанные на вращении, производить не удается (из-за невозможности соответственного уменьшения трения и

дисбаланса массы). В последнее время появился ряд публикаций, в которых предложено несколько новых подходов к разработке и изготовлению гироскопов малого размера, измеряющих угловое движение с помощью виброэлементов [23, 24].

В вибрационных гироскопах масса вводится в резонанс и сила Кориолиса, порождаемая вращением, вызывает перенос энергии от оси колебаний к оси чувствительности. Величина перенесенной энергии пропорциональна скорости вращения. Для измерения шести степеней свободы движения головы требуется шесть инерциальных MEMS-датчиков, размещенных на одном микрочипе [25].

Наш первый прототип вестибулярного протеза изготовлен с использованием микромашинной технологии на полисиликоновой основе. В этом протезе три полукружных канала представлены тремя MEMS-гироскопами, а два отолитовых органа — тремя акселерометрами. MEMS-акселерометр представляет собой чувствительную массу, упруго соединенную с жестким основанием посредством гибких направляющих.

При движении объекта, на котором установлено основание датчика, возникает ускорение, приводящее к смещению чувствительной массы относительно основания и вызывающее изменение первоначального напряжения в упругом подвесе. И это относительное смещение, и напряжение в упругом подвесе могут быть использованы для измерения внешнего ускорения или более точно — кажущегося ускорения (4).

В самом общем случае движение чувствительной массы имеет шесть степеней свободы. Однако в случае одноосного акселерометра геометрия подвеса обычно такова, что он обладает малой жесткостью вдоль одной из осей и высокой жесткостью по остальным осям. Например, в случае  $z$ -осного акселерометра чувствительная масса этого устройства будет смещаться относительно плоскости чипа только при наличии компоненты ускорения по оси  $z$ .

В нашем микромашинном гироскопе используется колеблющийся элемент для измерения скорости вращения при помощи принципа Кориолиса [26].

Как и акселерометр, микромашинный вибродатчик угловой скорости состоит из чувствительной массы и упругого подвеса. В результате движение такой массы имеет две степени свободы. Принцип действия датчика основан на том, что чувствительная масса — активная часть датчика — колеблется с постоянной амплитудой и высокой частотой. При вращении тела, несущего датчик, на чувствительную массу действует сила Кориолиса  $F = 2m\Omega \times V_c$ , где  $m$  — масса,  $V_c$

— относительная скорость центра масс,  $\Omega$  — угловая скорость. В качестве примера рассмотрим  $z$ -осный гироскоп (измеряющий поворот относительно оси  $z$ , т.е. оси, перпендикулярной чипу). Уравнения движения чувствительной массы гироскопа принято писать в неинерциальной системе координат  $\{x, y, z\}$ , рис. 4. В этом случае при некоторых предположениях уравнения движения в декартовых координатах  $x, y, z$  примут вид

$$\begin{aligned}\ddot{x} + \omega_n^2 x - 2\Omega\dot{y} &= 0, \\ \ddot{y} + \omega_n^2 y + 2\Omega\dot{x} &= 0.\end{aligned}$$

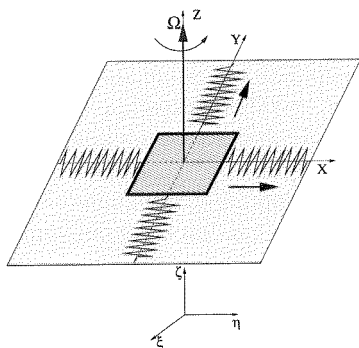


Рис. 4. Модель вибрационного гироскопа

Важной особенностью этих уравнений является присутствие в них членов, обусловленных кориолисовым ускорением:  $-2\Omega\dot{y}$  и  $2\Omega\dot{x}$ . Кориолисово ускорение приводит к перераспределению энергии между двумя осями гироскопа. Результирующая кориолисова сила перпендикулярна как угловой скорости, так и относительной линейной скорости. Вследствие этого возникает движение чувствительной массы в направлении, перпендикулярном начальной линии колебаний, т.е. по линии измерения.

При измерении угловой скорости чувствительная масса приводится в колебательное движение с постоянной амплитудой по оси  $x$  при помощи электростатической силы, приложенной к чувствительной массе и направленной по оси  $x$ . На невращающемся основании движение чувствительной массы по оси  $y$  отсутствует (рис. 4). В случае вращения кориолисово ускорение вызывает перенос энергии от движения по оси  $x$  (первичная ось) к оси  $y$  (вторичная ось — ось чувствительности), возбуждая колебания по оси  $y$ . Можно показать, что отношение амплитуды колебаний по вторичной оси к амплитуде колебаний по первичной оси пропорционально угловой скорости и имеет вид  $\frac{y}{x} = 2Q \frac{\Omega}{\omega_n}$ . Заметим, что полезный сигнал гироскопа пропорционален добротности  $Q$  устройства, иначе говоря, обратно пропорционален потерям энергии. Поэтому одним из требований при разработке и

создании виброгироскопа является увеличение амплитуды выходного сигнала по оси чувствительности за счет максимизации добротности  $Q$ . Такой максимизации можно добиться, например, с помощью вакуумной сборки MEMS-гироскопов и соответственного уменьшения сопротивления среды внутри чипа.

В случае  $x$ -осного гироскопа чувствительная масса колеблется с фиксированной амплитудой по оси  $y$  под действием электростатической силы, приложенной к чувствительной массе вдоль оси  $y$ . При вращении относительно оси  $x$  кориолисово ускорение переносит энергию от оси  $y$  (первичная ось) к оси  $z$  (вторичная ось), вызывая колебания в направлении, перпендикулярном поверхности чипа. Амплитуда этих колебаний может быть измерена и соотнесена с угловой скоростью вращения по оси  $x$ . Измерения по остальным осям вращения производятся аналогично.

Описанный принцип действия MEMS гироскопов не является единственным. Предложены многостепенные гироскопы и вибрационные гироскопы, измеряющие напрямую угол поворота [22].

Таким образом, чувствительный элемент предлагаемого вестибулярного протеза должен включать в себя акселерометры (по трем осям) и гироскопы (по трем осям), размещенные на одном и том же микрочипе. С точки зрения технологии производства это возможно. Описанная конфигурация микроустройств позволяет измерять все шесть степеней свободы движения человеческой головы. Выходными сигналами с акселерометров и гироскопов являются напряжения, пропорциональные линейным ускорениям и угловым скоростям соответственно. Порог чувствительности человека к угловому движению лежит между 0,1 и 2 град/с<sup>2</sup> [27]. Однако следует заметить, что данный порог различен при различных угловых ускорениях и у каждого человека он свой. Монтадон [28] установил, что для здорового человека порог составляет 1 град/с<sup>2</sup>, но он повышается до 6–7 град/с<sup>2</sup> у пациентов с нарушениями работы вестибулярного аппарата. Указанные ограничения для порогов чувствительности накладывают точностные требования на вестибулярные протезы. Наши результаты, как и результаты других групп, работающих в области MEMS-инерциальных датчиков, свидетельствуют, что требуемый уровень точности уже достигнут [22].

Гироскоп может измерять угловые движения любого типа (с постоянными и непостоянными угловыми скоростями), хотя естественный вестибулярный аппарат реагирует только на угловое ускорение. Поэтому чтобы уподобиться естественному органу, соответствующие микросхемы электронно дифференцируют выходные напряжения от



гироскопов с целью получения сигнала, пропорционального угловому ускорению. В нашем прототипе (рис. 5) перед дифференциатором используется сглаживающий фильтр, минимизирующий воздействие высокочастотных шумов [29].

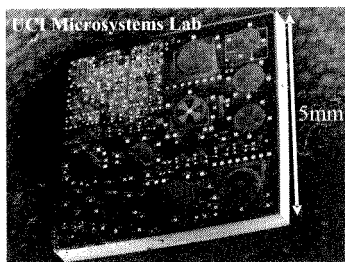


Рис. 5. Прототип вестибулярного протеза

**3.2. Архитектура вестибулярного протеза.** Вестибулярный протез состоит из трех основных частей: измерительного устройства, генератора пульсаций и стимулятора, двух вспомогательных: источника питания, внешнего контроллера и зарядного устройства [30].

Измерительное устройство включает три одноосных акселерометра и три одноосных гироскопа. Они измеряют линейное и угловое движение головы и выдают сигналы — электрические напряжения, пропорциональные линейному ускорению и угловой скорости. Далее эти напряжения передаются на генератор пульсаций, преобразующий угловые скорости (или линейные ускорения) в пульсации напряжения. В стимуляторе последние преобразуются в пульсации тока, порождающие подкожные гальванические токи малой амплитуды в вестибулярных афферентных волокнах, пролегающих прямо под мастоидными костями. Каждый функциональный узел микрочипа потребляет электрическую энергию. Для длительного автономного функционирования протеза необходимо пополнять запасы энергии извне. Поэтому должна быть предусмотрена возможность подсоединять протез к внешнему контроллеру и зарядному устройству.

Авторы благодарят РФФИ (грант № 01-01-00415) и UC MEXUS-CONACYT (грант № CN-02-70) за поддержку работы.

## Литература

1. Орлов И.В. Вестибулярная функция. СПб.: Наука, 1998.
2. Шишов А.А., Кондрачук А.В., Сиренко С.П. Биомеханика вестибулярного аппарата. М.: Слово, 1997.

3. Астахова Т.Г. Математическая модель полукружного канала вестибулярной системы как датчика углового ускорения//Вестн. Моск. ун-та. Матем. Механ. 1989. №1. с 69–72.
4. Садовничий В.А., Александров В.В., Александрова Т.Б., Альманза А., Астахова Т.Г., Вега Р., Куликовская Н.В., Сото Э., Шуленина Н.Э. Математическая модель механорецепора угловых ускорений// Вестн. Моск. ун-та. Матем. Механ. 2002. №6. с 46–55.
5. Лычаков Д.В. Эволюция отолитовой мембраны//Журн. эволюционной биохимии и физиологии. 1988. XXIV, №2. с 250–266.
6. Kachar B., Parakkac M., Fex J. Structural basic for mechanical transduction in the frog vestibular sensory apparatus I: The otolithic membrane// Н. Res. 1990. 45. p 179–190.
7. Goldberg J.M., Fernandes C. Vestibular mechanisms// Annu. Rev. Physiol. 1975. 37. p 129–162.
8. Кондрачук А.В. Моделирование структуры и механики отолитовой мембраны// Авиакосм. и экологич. медицина. 2000, 34, №5. с 45–51.
9. Kornilova L., Jakovleva L., Tarasov N., Gorgiladze G. Cosmonaut's vestibular disfunction during microgravitations adaptation and readaptation// Physiologist. 1983. 20, p 535–536.
10. Parker D.E., Resenke M.F., Arrott A.P., Homick J.L., Lichtenberg B.K. Otolith filittranslation reinterpretation following prolonged weightlessness: implications for preflight training//Aviat. Space and Environ. Med. 1985. 56, p. 601–605.
11. Kozlovskaya I., Sirota M., Babaev B., et. al. Human and animal results on vestibular research in space// 4 th European Symposium on Life Science Research in Space. Italy, Trieste, May 28–June 1. 1990. p 353–357.
12. Reschke M., Kornilova L., Harm D., et. al. Neurosensory and sensory-motor function// Space Biology and Medicine, Joint US/Russian Publication. AIAA. 1997. 3, N 1. p 135–193.
13. Dynamics of the vestibular system and their relation to motion perception, spatial disorientation and illusions. Ed. by Richard A. Peters. NASA CR–1309.
14. Хилов К.Л. Функция органа равновесия и болезнь передвижения. Л.: Медицина, 1969.
15. Ospeck M., Eguiluz V.M., Magnasco M.O. Evidence of Hopf Bifurcation in Frog Hair Cells// Biophys. J. 2001. 80 p 2597–2607.
16. Александров В.В., Воронин Л.И., Глазков Ю.Н., Ишлинский А.Ю., Садовничий В.А. Математические задачи динамической имитации аэрокосмических полетов. М: Изд. МГУ, 1995.
17. Glaser G. Dramatische Medizin. Zürich, 1959.
18. Александров В.В. Об имитации кажущегося ускорения// Докл. АН СССР. 1980. 256, №2.

19. Александров В.В. Тестирование качества стабилизации нестационарных движений// Вестн. Моск. ун-та. Матем. Механ. 1997. №3. с 51–54.
20. Стронгин Р.Г. Численные методы в многоэкстремальных задачах (Информационно-статистические алгоритмы). В кн. Оптимизация и исследование операций. М.: Наука, 1978.
21. Александров В.В., Лемак С.С, Д.Вера Мендоза. Тестирование точности магнитной стабилизации малых спутников// Вестн. Моск. ун-та. Матем. Механ. 1999. №5. с 66–73.
22. Shkel A. Micromachined gyroscopes: Challenges, design solutions, and opportunities// 2001 SPIE Annual International Symposium on Smart Structures and Materials (Invited Paper). March, 2001, Newport Beach, CA, 2001.
23. Shkel A.M., Howe R.T. Micro-machined angle-measuring gyroscope. U.S. Patent 6,481,285, Nov. 19, 2002.
24. Painter C., Shkel A. Structural and thermal modeling of a z-axis rate integrating gyroscope// J. Micromechanics and Microengineering. 2003. **13**. p 229–237. Institute of Physics Publishing.
25. Shkel A. Smart mems: Micro-structures with error-suppression and self-calibration control capabilities// The American Control Conference. June 2001. Arlington, VA (Invited).
26. Shkel A., Horowitz A., Seshia A., Park S., Howe R. Dynamics and control of micromachined gyroscopes// The American Control Conference. June 1999. san Diego, CA.
27. Benson A. Thresholds for the perception of whole body angular movement about a vertical axis// Aviat. Space and Envi-ron.Med. 1989. **60**, p 205–213.
28. Montandon A. A new technique for vestibular investigation // ACTA Otolaryngology. 1954. **39**, p 594.
29. Liu J., Shkel A., Nie K, Zeng F. System design and experimental evaluation of a mems-based semicircular canal prosthesis// in Proc. Int. IEEE EMBS Conf. on Neural Engineering, Capri Island, Italy, mar. 2003.
30. Shkel A. M., Liu J., Ikei C., Zeng F-G. Feasibility study on a prototype of vestibular implant using MEMS gyroscopes// in Proc. Int. IEEE Conf. on Sensors. Orlando, FL, U.S.A., June 2002, paper 55.1. 2002. p 1526–31.