

УДК 531.36+51-76

Математическое моделирование физиологических систем и динамическая имитация сенсорного конфликта невесомости¹

В. А. Садовничий, В. В. Александров, Т. Б. Александрова,
Т. Г. Астахова, Ю. О. Мамасуева, Л. И. Воронин,
А. В. Мамасуев

§ 1. Постановка задачи

С момента выхода космического летательного аппарата на заданную орбиту у человека начинается острый период адаптации к невесомости, проходящий у каждого космонавта с различной степенью тяжести в зависимости от природных физиологических возможностей и индивидуальной подготовки. В условиях Земли любой процесс изменения положения тела человека в пространстве относительно вектора силы тяжести регистрируется вестибулярным аппаратом и другими гравитозависимыми рецепторами. При перемещениях внутри космических аппаратов в невесомости изменение положения тела и головы в пространстве гравитозависимыми рецепторами не воспринимается, а регистрируются лишь угловые ускорения, воздействующие преимущественно на рецепторы полукружных каналов. Таким образом, при адекватном акселерационном раздражении полукружных каналов при движении головы, результирующая сенсорная информация с вестибулярного аппарата сталкивается с необычным видом интеграции, возникающей в связи с отсутствием стимуляции отолитов и других гравирецепторов силой тяжести. Во-вторых, наблюдается реакция барорецепторов на повышенное артериальное давление в верхней части корпуса космонавта, возникающее в связи с перераспределением масс

¹В сб.: Избранные вопросы математики, механики и их приложений. М.: Изд-во Моск. ун-та, 1999 г., с. 393-410.

циркулирующей крови в условиях невесомости.

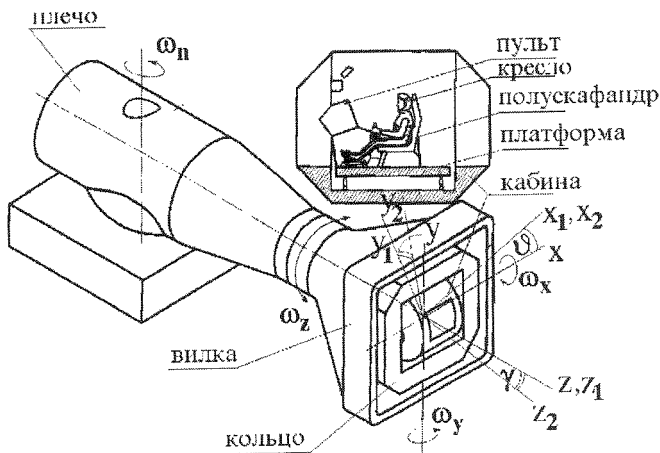


Рис.1

Поэтому можно говорить о наличии сенсорного конфликта, возникающего на начальном этапе орбитального полета. Будем говорить в этом случае о сенсорном конфликте невесомости. Таким образом, орбитальный полет сопровождается сложной перестройкой физиологических систем организма космонавта и от качества подготовки человека на Земле зависит успех всего полета, большая часть которого проходит в условиях невесомости. В связи с этим большое значение имеет динамическая имитация сенсорного конфликта невесомости в земных условиях. Она оказывается возможной если поместить кабину-тренажер космонавта в карданов подвес центрифуги (рис. 1). Далее следует подобрать закон нестационарного вращения консоли в укачивающем диапазоне частот и повороты карданова подвеса таким образом, чтобы вектор перегрузки в геометрическом центре карданова подвеса был бы ортогонален фронтальной плоскости человека. Для моделирования перераспределения масс циркулирующей крови в направлении к голове необходимо создать избыточное внешнее давление на нижнюю половину тела с помощью специального полускафандра. Для решения этой задачи возникает необходимость математического моделирования наиболее ответственных за ощущение невесомости физиологических систем — полукружных каналов вестибулярной системы и системы кровообращения.

§ 2. Математическая модель полукружных каналов

Вестибулярная система (ВС) — специфический орган, в котором происходит процесс первичной обработки акселерационной информации. Он состоит из полукружных каналов, реагирующих на угловое ускорение, и отолитов, адекватным раздражителем которых является линейное ускорение и сила тяжести.

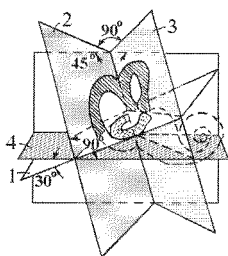


Рис. 2

- 1 — Плоскость наружного полукружного канала;
- 2 — плоскость сагитального канала;
- 3 — плоскость фронтального канала;
- 4 — горизонтальная плоскость

Система ПК представляет собой две симметричные трехсвязные оболочки довольно сложной формы, заполненные жидкостью и заключенные в труднодоступную часть черепа. Три ПК расположены приблизительно в трех взаимно-перпендикулярных плоскостях (рис. 2). С одной стороны они расширены в виде ампул,

с другой — согнуты в полукруг.

Оба конца ПК открыты в общий резервуар — утрикулус (рис. 3). Все ПК заполнены жидкостью — эндолимфой. В непосредственной близости к утрикулусу каждый канал резко расширяется, образуя ампулу, а затем, снова сужаясь к основному диаметру, открывается в утрикулус.

В ампуле находится рецепторная структура — сенсорный гребешок (криста) с нейроэпителием, состоящим из чувствительных клеток, волосковые отростки которых пронизывают каналцы студневидного колпачка — купулы, перекрывающего сечение ампулы (рис. 4).

Купула — подвижная структура. Между ней и кристой существует жидкая прослойка (2—5 мкм), что дает возможность купуле двигаться по кристе, деформируя при этом волоски чувствительных клеток кристы, к основанию которых подходит окончание вестибулярного нерва. Повороты с ускорением в плоскости одного из ПК вызывают сдвиг эндолимфы и вместе с ней купулы в соответствующем канале. Информация об этом смещении преобразуется рецепторными клетками купулы и передается в вестибулярный центр мозга.

Движение жидкости в канале, вращающемся с угловой скоростью $\omega(t)$ подчиняется уравнению Навье—Стокса

$$\frac{d\bar{V}}{dt} = \bar{F} - \frac{1}{\rho_y} \text{grad } P - \nu \bar{V} \quad (2.1)$$

и уравнению неразрывности

$$\text{div} \bar{V} = 0, \quad (2.2)$$

где \bar{V} — абсолютная скорость жидкости, \bar{F} — вектор массовых сил, P — давление в жидкости, μ, ρ_y — вязкость и плотность эндолимфы, $\nu = \mu/\rho_y$ — кинематическая вязкость эндолимфы.

Вводя тороидальную систему координат (r, λ, θ) для тора внешнего радиуса R и внутреннего a , получим из (2.1) и (2.2) для относительной скорости жидкости \bar{u} вдоль искривленной оси канала, при некоторых допущениях, следующие соотношения. Из уравнения неразрывности (2.2)

$$\frac{u}{\partial \theta} = 0, \quad (2.3)$$

Из (2.1) и (2.3)

$$\frac{\partial u}{\partial t} + \dot{\omega} R = -\frac{1}{\rho R} f(t) + \nu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right),$$

$$P(r, \lambda, \theta, t) = \theta f(t) + P'(r, \lambda, t). \quad (2.4)$$

В данном случае сечение ПК предполагалось малым ($\frac{a}{r} \sim \varepsilon$), стенки ПК достаточно гладкими, возникновение вторичных течений маловероятным. Таким образом, анализ движения эндолимфы в тороидальном вращающемся ПК приводит в первом приближении (с точностью до ε^2) к решению уравнения (2.4) с соответствующими начальными и граничными условиями. Градиент давления $f(t)$, входящий в уравнение (2.4), находится из граничного условия на купуле. Положим, что купула представляет собой упругий подвижный поршень плотности

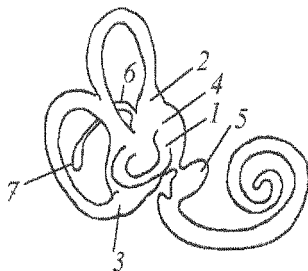


Рис. 3

- 1 — Ампула наружного канала;
- 2 — ампула верхнего канала;
- 3 — ампула заднего канала;
- 4 — утрикулус;
- 5 — саккулус;
- 6 — эндолимфатический проток;
- 7 — эндолимфатический мешок.

ρ_n , ширины 2δ и высоты $2b$. Между стенками тора и поршнем существует небольшой зазор, через который возможны протечки жидкости. Способ крепления поршня не рассматривается. Считается, что при его движении возникают упругие силы, пропорциональные смещению поршня (рис. 5).

Движение поршня в канале определяется балансом сил давления жидкости на торцы поршня, сил упругости поршня, сил инерции и сил трения на боковой поверхности поршня:

$$m(\ddot{\xi} + \dot{V}_n) = \int_0^{2\pi} \int_0^b (P_1 - P_2) r dr d\varphi - F_T - \gamma \xi. \quad (2.5)$$

Здесь m — масса поршня, ξ — смещение поршня от положения равновесия, V_n — переносная скорость поршня, γ — коэффициент упругой силы, возникающей при движении поршня, $P_1 - P_2$ — разность давлений по обе стороны купулы, F_T — сила трения на боковой поверхности поршня.

Тогда динамика купулы ПК описывается системой уравнений (2.4-2.5), где

$$\begin{aligned} u(a, t) &= 0 \quad \text{на стенке ПК,} \\ u(b, t) &= \dot{\xi}(t) \quad \text{на поршне.} \end{aligned} \quad (2.6)$$

Условно можно разделить течение на три зоны. В I зоне (на достаточном удалении от поршня $S > R$) закон распределения скорости параболический:

$$u(r, t) = 2U_I(t) \left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right). \quad (2.7)$$

Здесь U_I — средняя скорость течения в I зоне. Вторая зона непосредственно прилегает к поршню, а между ними расположена переходная зона.

Будем считать, что падением давления в переходной зоне можно пренебречь. Тогда разность давлений на торцы поршня равна падению давления в первой зоне, которое находится из (2.4) и (2.7):

$$P_1 - P_2 \cong -\rho_y \mathcal{L} \left[\dot{U}_I + \frac{8\nu}{a^2} U_I + \dot{V}_n \right]. \quad (2.8)$$

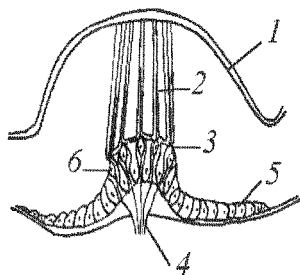


Рис. 4

- 1 — Свод ампулы;
- 2 — купула;
- 3 — субкупулярное пространство;
- 4 — вестибулярный нерв;
- 5 — поддерживающие клетки;
- 6 — чувствительные клетки

В смазочном слое между поршнем и стенками тора, где значительно меняется давление вследствие эффектов гидродинамической смазки, а число Рейнольдса, рассчитанное по толщине слоя, предполагается достаточно малым (мало перетекание жидкости) и как следствие малы инерциальные члены в уравнении движения эндолимфы, воспользуемся уравнением для слоя в виде

$$U_{II} + \dot{V}_n = -1/\rho_y \frac{\partial P}{\partial s} + \nu_e \frac{\partial^2 u}{\partial y^2}, \quad (2.9)$$

здесь $y = r - b$, U_{II} — средняя скорость в слое, ν_e — эффективная вязкость в слое с учетом наличия сенсорных волосков, $ds = R d\theta$.

В правой части уравнения (2.9) $\nu_e \frac{\partial^2 u}{\partial y^2}$ — обычное приближение вязких сил, в котором членом $\nu_e/r \frac{\partial u}{\partial r}$ пренебрегается, поскольку в области значительных изменений давления характерные значения толщины слоя малы по сравнению с характерными значениями r . Решение (2.9) ищем в виде

$$u(y, t) = c_1(t)y^2 + c_2(t)y + c_3(t). \quad (2.10)$$

Из начальных и граничных условий для $u(y, t)$ следует

$$c_3(t) = \dot{\xi}, \quad c_2(t) = b - a - \dot{\xi}/(a - b). \quad (2.11)$$

Тогда сила трения на боковой поверхности поршня равна

$$F = -4\pi b \delta \mu c_2(t), \quad (2.12)$$

где $\mu = \nu\rho$, а средняя скорость в смазочном слое будет

$$U_{II} \cong \dot{\xi}/2 - \frac{(a - b)^2}{b} c_1. \quad (2.13)$$

Склеивая течения в I и II зонах по падению давления $P_1 - P_2$ и условию постоянства расхода в любом сечении ПК, получим два уравнения для определения двух неизвестных функций $U_I(t)$ и $c_1(t)$, откуда

$$U_I = \dot{\xi} - \frac{1}{3a}(a - b)^3 c_1, \quad (2.14)$$

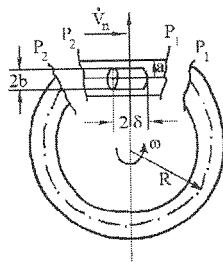


Рис. 5

$$\begin{aligned} \ddot{\xi} + \frac{8\nu}{a^2}\dot{\xi} + \dot{\omega}R = \frac{1}{3}(a-b)^2\left(\frac{a-b}{a} + \frac{\delta}{\mathcal{L}}\right)\dot{c}_1 + \\ + 4\nu\left[\frac{2}{3}\left(\frac{a-b}{a}\right)^3 + \frac{\nu_e}{\nu}\frac{\delta}{\mathcal{L}}\right]c_1. \end{aligned} \quad (2.15)$$

Подставляя в уравнение (2.6) разность давлений $P_1 - P_2$ из (2.8) и (2.14), силу F из (2.12) при $m = 2\pi\delta b^2\rho_y(\rho_n/\rho_y = 1)$, $v_n = \omega R$, получим второе уравнение для ξ и c_1

$$\begin{aligned} \ddot{\xi} + \frac{8\nu}{a^2}\left[1 + \frac{\delta}{2\mathcal{L}}\frac{a}{a-b}\right]\dot{\xi} + \frac{\gamma}{\pi b^2\rho_y\mathcal{L}}\xi + \dot{\omega}R = \\ = \frac{(a-b)^3}{3a}\dot{c}_1 - 4\nu\left[-\frac{2}{3}\left(\frac{a-b}{a}\right)^3 + \frac{\delta(a-b)}{\mathcal{L}b}\right]c_1. \end{aligned} \quad (2.16)$$

После приведения системы (2.15), (2.16) к безразмерному виду с введением малых параметров $\varepsilon_1 = \frac{a-b}{a}$ и $\varepsilon_2 = \frac{\delta}{\mathcal{L}}$ и применения теоремы Тихонова для систем с сингулярными возмущениями получим окончательно модель купуло-эндолимфатической системы полукружного канала на минутном временном интервале

$$\ddot{\theta} + \frac{8\nu}{a^2}\left(1 + \frac{\delta}{2\mathcal{L}}\frac{a}{a-b}\right)\dot{\theta} + \frac{\gamma}{M}\theta = -\dot{\omega}, \quad (2.17)$$

где $\dot{\theta} = \frac{\dot{\xi}}{R}$ и $M = \rho\pi b^2\mathcal{L}$.

Так как три полукружных канала открыты в один резервуар, то смещение эндолимфы в одном из каналов вызывают отклонение купулы в соседнем. Для учета этого взаимного влияния будем исходить из гипотезы [4]: влияние смежного канала передается посредством вязкого трения, которое пропорционально относительной скорости эндолимфы. В соответствии с редукцией системы (2.15), (2.16) к уравнению (2.17) имеем следующую математическую модель динамики трех полукружных каналов

$$\ddot{\theta}_i + \frac{8\nu}{a_i^2}\left(1 + \frac{\delta_i}{2\mathcal{L}_i}\frac{a_i}{a_i-b_i}\right)\dot{\theta}_i + \sum_{j=1}^3\lambda_{ij}\dot{\theta}_j + \frac{\gamma}{M_i}\theta_i = -\dot{\omega}_i, \quad (2.18)$$

где матрица взаимного влияния имеет вид

$$\begin{pmatrix} 0 & \lambda_{12} & \lambda_{13} \\ \lambda_{21} & 0 & \lambda_{23} \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}, \quad \begin{matrix} \lambda_{13} > 0, \\ \lambda_{23} < 0. \end{matrix}$$

Здесь $\lambda_{3i} = 0$, $i = 1, 2, 3$. Это означает, что влияние токов в вертикальных каналах на отклонение купулы горизонтального канала отсутствует. Разные знаки λ_{13} и λ_{23} отражают различное направление

влияния горизонтального канала на вертикальные. Сигнал о смещении купулы в дальнейшем усиливается в вестибулярном центре головного мозга с учетом порога чувствительности

$$\chi_i = \begin{cases} 0 & \text{при } |\theta_i| \leq \theta_{i0}, \\ \kappa_i(\theta_i - \theta_{i0}) & \text{при } \theta_i > \theta_{i0}, \\ \kappa_i(\theta_i + \theta_{i0}) & \text{при } \theta_i < -\theta_{i0}. \end{cases} \quad (2.19)$$

Математическая модель (2.18), (2.19) позволяет проводить анализ влияния углового движения на реакцию полукружных каналов вестибулярной системы. Необходимые численные значения параметров этой модели приведены в [1].

§ 3. Математическая модель перераспределения масс циркулирующей крови при изменении внешнего давления

Для анализа возможностей моделирования перераспределения масс циркулирующей крови рассмотрим следующую математическую модель системной гемодинамики.

Модель, представленная в данной статье, является схемой сердечно-сосудистой системы, в которой вся сеть сосудов большого круга кровообращения разделена на четыре зоны, артерии и вены нижнего отдела, артерии и вены верхнего отдела. Такое представление необходимо, так как для моделирования сенсорного конфликта невесомости необходимо создание различного внешнего давления на верхнюю и нижнюю части тела, что и будет рассмотрено ниже. Сердце и легочный (малый) круг кровообращения представлены в модели одним участком. Отдельным блоком в модели выделен механизм тканевой фильтрации и реарбсорбции. Схематически модель изображена на рис. 6.

Модель имитирует функционирование системы кровообращения как управляемой системы в условиях изменяющегося внешнего давления, при этом позволяет прогнозировать реакцию системы кровообращения испытуемого на заданное возмущение. В модели отражена динамика изменения среднего артериального давления и перераспределения объемов циркулирующей крови в теле человека, совершающего пассивное движение. Процесс регуляции артериального давления рассматривается в следующих предположениях, система крово-

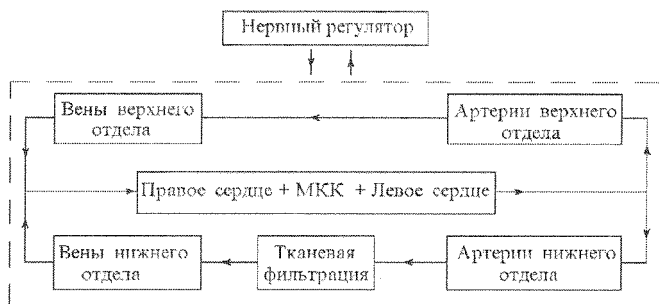


Рис. 6

обращения принадлежит нормальному здоровому молодому мужчине среднего роста и веса не спортсмену-профессионалу; анализ проводится на интервале времени порядка минут; суммарный объем тканевой жидкости и крови остается постоянным.

В качестве основы взята малая модель регуляции кровообращения, предложенная А.Гайтоном [5]. Характерной особенностью этой модели является описание функционирования системы кровообращения с помощью переменных, осредненных по периоду сердечного цикла и по участкам сосудистого русла: среднее артериальное и венозное давление, средние объемы крови в венах, артериях. В силу непродолжительности временного интервала и ограниченности перегрузок из всех регуляторных механизмов системы кровообращения в данной модели учитывается только барорецепторный рефлекс, осуществляющий регуляцию артериального давления. В отличие от модели А.Гайтона настоящая модель предполагает деление сосудистого русла большого круга кровообращения на верхнюю и нижнюю части (рис. 6), расчетные точки которых разнесены по "вертикали".

Это позволяет учесть гидростатическое давление столба крови при воздействии перегрузки. Опишем группы переменных модели: x_p — среднее трансмуральное давление крови (мм Hg) без учета "гидростатической" составляющей; x_v — усредненный объем жидкости (л); x_f — аналогично усредненная объемная скорость (л/мин); x_r — гидравлическое сопротивление току крови (мм Hg мин/л).

Уравнения баланса циркулирующей крови и межклеточной жид-

кости имеют вид

$$\begin{aligned}\dot{x}_{vbs} &= x_{fvr} - x_{fco}, \\ \dot{x}_{vai} &= c_i x_{fco} - x_{fai}, \\ \dot{x}_{v\tau} &= x_{f\tau}, \quad i = 1, 2, \\ \dot{x}_{vv1} &= x_{fa1} - x_{fv1} - x_{f\tau}, \\ \dot{x}_{vv2} &= x_{fa2} - x_{fv2}.\end{aligned}\tag{3.1}$$

Здесь индексы обозначают следующее: *bs* — сердце и малый круг кровообращения; *vr* — венозный возврат; *co* — сердечный выброс; *ai* и *vi* — артериальные и венозные участки соответственно ($i = 1$ — нижний, $i = 2$ — верхний); τ — межклеточная жидкость. Так как кровоток из сердца распределяется по верхнему и нижнему участкам большого круга кровообращения, то $c_1 + c_2 = 1$ и $x_{fvr} = x_{fv1} + x_{fv2}$. Сделанные предположения и уравнения (3.1) приводят к существованию первого интеграла

$$x_{vbs} + x_{vt} + \sum_{i=1}^2 (x_{vai} + x_{vvi}) \equiv c_0.$$

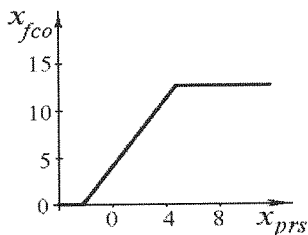


Рис. 7

Сердечный выброс как функция от среднего давления в правом предсердии x_{prs} , определяется по закону Франка—Старлинга. В модели закон аппроксимируется кусочно-линейной функцией

$$x_{fco} = k_{hs}(u_1)g(x_{prs}),$$

где (рис. 7):

$$g(x_{prs}) = \begin{cases} 0 & \text{при } x_{prs} + k_{ps1} \leq 0, \\ x_{prs} + k_{ps1} & \text{при } 0 \leq x_{prs} + k_{ps1} \leq k_{ps2}, \\ k_{ps2} & \text{при } x_{prs} + k_{ps1} \geq k_{ps2}. \end{cases}\tag{3.2}$$

Здесь $k_{hs}(u_1)$ — множитель, характеризующий деятельность сердца как насоса и влияние на нее симпатической нервной системы, описываемое управляющим параметром u_1 .

Уравнения объемного расхода артериальной крови выписаны с помощью модифицированной формулы Пуазейля

$$x_{fai} = \frac{x_{pai} - x_{pvi}}{x_{rai}},\tag{3.3}$$

где $x_{rai} = k_{rai}(u_1)$, $x_{pai} - x_{pvi}$ — разность давлений крови в двух соседних артериальных и венозных участках (предполагается, что расчетные точки соответствующих артериальных и венозных участков находятся на "одном уровне").

Уравнения объемного расхода венозной крови написаны с учетом того факта, что клапаны, расположенные в венах, не допускают обратного тока крови:

$$x_{fvi} = \begin{cases} (x_{pvi} - x_{prs})/x_{rvi} & \text{при } x_{pvi} - x_{prs} \geq 0, \\ 0 & \text{при } x_{pvi} - x_{prs} < 0, \end{cases} \quad (3.4)$$

$$x_{rvi} = k_{rvi}(u_1), \quad i = 1, 2.$$

Здесь параметры $k_{rvi}(u_1), k_{rai}(u_1)$ характеризуют влияние симпатической нервной системы на сопротивление кровотоку.

Уравнение расхода межклеточной жидкости в результате фильтрации и реабсорбции в капиллярах и венах нижней части тела, полученное Старлингом, имеет вид

$$x_{f\tau} = k_{f\tau} \left[\frac{x_{pa1} + k_{g\tau} p_1(t)}{k_{pc}} - x_{p\tau} - \Delta p \right], \quad (3.5)$$

где $k_{f\tau}$ — коэффициент фильтрации, Δp — разность онкотических давлений в капиллярах и тканевой жидкости, $(x_{pa1} + k_{g\tau} p_1)/k_{pc}$ — среднее давление в капиллярах нижней части тела с учетом "гидростатической" составляющей, $x_{p\tau}$ — среднее давление в тканевой жидкости. Величина $k_{g\tau} p_1$ отражает влияние перегрузки на процесс реабсорбции и фильтрации жидкости. Для получения зависимости давлений от объемов жидкости в рассматриваемых участках ограничимся простейшей линейной аппроксимацией экспериментальных кривых:

$$\begin{aligned} x_{prs} &= \frac{x_{vbs} - k_{vbs}(p_2)}{k_{cs}}, & x_{pai} &= \frac{x_{vai} - k_{vai}}{k_{ca}}, \\ x_{p\tau} &= \frac{x_{v\tau} - k_{v\tau}(p_1)}{k_{c\tau}}, & x_{pvi} &= \frac{x_{vvi} - k_{vvi}(p_i)}{k_{cv}}. \end{aligned} \quad (3.6)$$

Здесь: $k_{vbs}, k_{v\tau}, k_{vai}, k_{vvi}$ — ненапряженные объемы соответствующих участков при нормальном атмосферном давлении; $k_{cs}, k_{c\tau}, k_{ca}, k_{cv}$ — эластичность рассматриваемых участков. Как уже указывалось выше $x_{prs}, x_{p\tau}, x_{pai}, x_{pvi}$ — трансмуральные давления при нормальном атмосферном давлении (760 мм рт. ст.).

Параметры модели выбраны как некоторые средние величины, не противоречащие литературным данным. Численные значения параметров представлены в таблице 1.

Т а б л и ц а 1

Обозначение	Значение	Единицы измерения	Коэффициент характеризует
k_{ra1}^0	10,936	мм Hg · мин/л	влияние симпатической нервной системы на сопротивление кровотоку
k_{ra2}^0	15,888	мм Hg · мин/л	в артериолах и артериальных частях капилляр верхнего и нижнего участкой тела
k_{rv1}^0	13,1159	мм Hg · мин/л	влияние симпатической нервной системы на сопротивление кровотоку
k_{rv2}^0	2,0898	мм Hg · мин/л	в 1-ом и 2-ом венозных участках
$k_{f\tau}$	0,005	л/мин · мм Hg	тканевую фильтрацию
k_{pc}	4,0946		величину среднего давления в капиллярах
k_{vbs}	0,6	л	объем крови в сердце и малом (легочном) круге кровообращения
k_{cs}	0,037	л/мм Hg	эластичность сердца
$k_{v\tau}$	11,957	л	объем межклеточной жидкости
$k_{c\tau}$	0,0375	л/мм Hg	эластичность тканей
k_{va1}^0	0,625	л	ненапряженный объем 1-го и 2-го
k_{va2}^0	0,105	л	артериальных участков
k_{ca}	$2,544 \cdot 10^{-4}$	л/мм Hg	эластичность артерий
k_{cv}	0,04	л/мм Hg	эластичность вен
k_{vv1}^0	2,3	л	ненапряженный объем вен в 1-ом
k_{vv2}^0	0,2	л	(нижнем) и 2-ом (верхнем) участках тела
Δp	20	мм Hg	разность онкотических давлений в капиллярах и тканевой жидкости
k_{hs}^0	1,275	л/мин · мм Hg	деятельность сердца как насоса и влияние на него симпатической нервной системы

k_{s1}	0,5		влияние центральной нервной системы на различные отделы сердечно-сосудистой системы
k_{s2}	0,5		
k_{s3}	0,5		
k_{s4}	0,5		
k_{s5}	0,5		
c_0	17,067	л	значение первого интеграла в модели пятого порядка
c_1	0,85		коэффициент в уравнении баланса артериальной крови в нижнем участке тела
k_{ps1}	4	мм Hg	параметры в законе Франка-Старлинга
k_{ps2}	4	мм Hg	
k_{ra1}^0	0,087		сопротивление кровотоку артерий и артериол
k_{ra2}^0	0,456		
k_{ra1}^I	0,682		сопротивление кровотоку капилляров
k_{ra2}^I	0,97		

В таблице 2 собраны литературные данные о средних стационарных значениях переменных модели при горизонтальном положении тела человека и нормальном (760 мм. Hg) атмосферном давлении.

Т а б л и ц а 2

Обозначение	Значение	Единицы измерения	Коэффициент характеризует
x_{vbs}	0,600	л	объем крови в малом (легочном) круге кровообращения
x_{va1}	0,650	л	объем крови в артериях нижней части тела
x_{va2}	0,130	л	объем крови в артериях верхней части тела
x_{vv1}	2,8550	л	объем крови в венах нижней части тела
x_{vv2}	0,730	л	объем крови в венах верхней части тела
x_{vt}	12,107	л	объем межклеточной (тканевой) жидкости

x_{prs}	0,000	мм Hg	давление крови в малом (легочном) круге кровообращения
x_{pa1}	98,2696	мм Hg	давление крови в артериях нижней части тела
x_{pa2}	98,2704	мм Hg	давление крови в артериях верхней части тела
x_{pv1}	7,000	мм Hg	давление крови в венах нижней части тела
x_{pv2}	3,000	мм Hg	давление крови в венах верхней части тела
$x_{p\tau}$	4,000	мм Hg	давление межклеточной (тканевой) жидкости
x_{fco}	5,100	л/мин.	сердечный выброс
x_{fa1}	4,335	л/мин.	поток крови в артериях нижней части тела
x_{fa2}	0,765	л/мин.	поток крови в артериях верхней части тела
x_{fv1}	4,335	л/мин.	поток крови в венах нижней части тела
x_{fv2}	0,765	л/мин.	поток крови в венах верхней части тела
$x_{f\tau}$	0,000	л/мин.	поток межклеточной (тканевой) жидкости

При фактическом атмосферном (внешнем) давлении переменные, описывающие изменение давления крови и межклеточной жидкости выражаются через "нормальные" давления с учетом введенной величины приращения внешнего давления w_{pi} , которая отражает изменение внешнего давления в верхней и нижней части тела по сравнению с нормальным атмосферным давлением, а точнее,

$$x'_p = x_p^k - x_p^a = x_p^k - (x_p^0 + w_p) = x_p - w_p,$$

где $(x_p^k - x_p^a)$ - разность кровяного и атмосферного давлений на стенки сосудов.

Предполагается, что изменение внешнего давления влияет на сеть кровеносных сосудов, лежащих близко к поверхности тела, и не влияет на малый круг кровообращения и ткани. поэтому,

$$x'_{prs} = x_{prs}; \quad x'_{p\tau} = x_{p\tau} \quad (3.7)$$

$$x'_{pai} = x'_{pai} - w_{pi}; \quad x'_{pvi} = x_{pvi} - w_{pvi}; i = 1, 2.$$

Переходя, с учетом соотношений (7), к новым "фактическим" переменным, следующим образом изменятся уравнения модели,

$$x'_{fai} = \frac{x'_{pai} - x'_{pvi}}{x'_{rai}(u)}, \quad (3.3')$$

$$x'_{fvi} = \begin{cases} (x'_{pvi} + w_{pi} - x'_{prs})/x'_{rvi}, & \text{при } x'_{pvi} + w_{pi} - x'_{prs} \geq 0, \\ 0, & \text{при } x'_{pvi} + w_{pi} - x'_{prs} < 0, \end{cases} \quad (3.4')$$

$$x'_{f\tau} = k_{f\tau} \left[\frac{x'_{pa1}}{k_{pc}} - x'_{p\tau} - \Delta p \right]. \quad (3.5')$$

$$x'_{pai} = \frac{x'_{vai} - k'_{vai}(w_{pi})}{k_{ca}}; \quad x'_{pvi} = \frac{x'_{vvi} - k'_{vvi}(w_{pi})}{k_{cv}}. \quad (3.6')$$

В формулах (3.6') имеются в виду ненапряженные объемы артериальных и венозных участков $k'_{vai}(w_{pi})$, $k'_{vvi}(w_{pi})$ при фактическом внешнем давлении.

Таким образом, собрав вместе уравнения (3.1)–(3.7), получим эмпирическую модель, описывающую изменение пяти основных переменных x_{vai} , x_{vvi} , $x_{v\tau}$.

Для образования замкнутой модели осталось описать процесс регуляции кровообращения нервной системой, представленный в модели управляющим параметром u_1 , отражающим влияние барорецепторного рефлекса. Согласно А.Гайтону этот рефлекс действует по принципу обратной связи, реагируя на изменение среднего артериального давления x_{pa} . Барорецепторы, доставляющие информацию об изменении давления, размещаются в стенках наиболее крупных артерий, особенно плотно концентрируясь в области сонной артерии и каротидного синуса. Параметр u_1 является кусочно-линейной функцией среднего артериального давления (рис. 8):

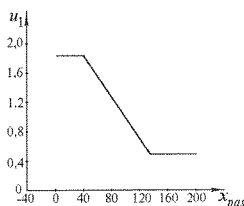


Рис. 8

$$u_1 = \begin{cases} 1,85 & \text{если } x'_{pa2} - w_{p2} < 40, \\ 0,0143(170 - x'_{pa2} - w_{p2}) & \text{если } 40 \leq x'_{pa2} - w_{p2} \leq 135, \\ 0,5 & \text{если } 135 < x'_{pa2} - w_{p2}, \end{cases} \quad (3.8)$$

Параметры, описывающие влияние центральной нервной системы на кровообращение при учете барорецепторного рефлекса, следующим образом зависят от управляющего параметра u [5]:

$$\begin{aligned} k_{hs}(u) &= \hat{k}_{hs}(u \cdot k_{s1} + k_{s2}); \\ k_{rvi}(u) &= \hat{k}_{rvi}(u \cdot k_{s3} + k_{s4} + 1)/2; \\ k_{rai}(u) &= \hat{k}_{rai}(u \cdot k_{s3} + k_{s4}). \end{aligned} \quad (3.9)$$

Уравнения (3.1)–(3.9) составляют замкнутую систему, описывающую перераспределение масс циркулирующей крови на временном интервале порядка минут с учетом величины изменения внешнего давления.

Рассмотрим использование данной модели для разработки алгоритма изменения внешнего давления в кабине центрифуги.

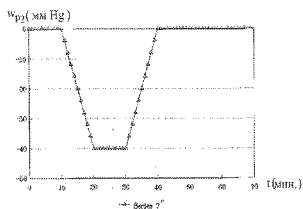


Рис. 10

На графиках рисунка 9 отражена динамика поведения переменных модели x'_{vv1} , x'_{vv2} для горизонтально лежащего человека при заданном законе изменения внешнего давления в верхней части тела w_{p2} при $w_{p1} = 0$ (рис. 10). Видно, что при понижении внешнего давления в верхней части тела w_{p2} наблюдается приток крови в вены верхней части тела (к голове) x_{vv2} и, соответственно, отток крови из нижних отделов x_{vv1} . Давление тканевой жидкости x_{pt} , крови в артериях x_{rai} , сердце x_{prs} и венах нижних отделов x_{pv1} уменьшается, в венах верхних отделов x_{pv2} — увеличивается. При понижении давления в верхней части тела w_{p2} на 40 мм.рт.ст. (рис. 10) наблюдается более отчетливый в количественном отношении прилив крови к голове. Это подтверждает результаты экспериментов, проводившихся в ЦПК им. Ю.А.Гагарина на динамическом стенде ЦФ-18 с использованием полускафандра "Чибис который позволяет сохранять "нормальное" (760 мм рт.ст.) давление на нижнюю часть тела испытуемого при понижении внешнего давления воздуха в кабине центрифуги.

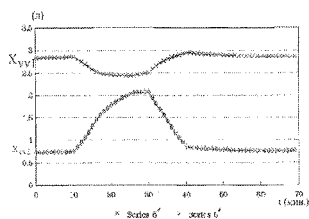


Рис. 9

На графиках рисунка 9 отражена динамика поведения переменных модели x'_{vv1} , x'_{vv2} для горизонтально лежащего человека при заданном законе изменения внешнего давления в верхней части тела w_{p2} при $w_{p1} = 0$ (рис. 10). Видно, что при понижении внешнего давления в верхней части тела w_{p2} наблюдается приток крови в вены верхней

§ 4. Алгоритм динамической имитации сенсорного конфликта невесомости

Исходные посылки для имитации факторов невесомости на земле можно описать следующим образом. Опытным путем было установлено: человек не замечает изменение перегрузок, не превышающих $1/3$ вектора гравитации. Таким образом, необходимо, чтобы проекции n_y , n_z вектора перегрузки в геометрическом центре карданова подвеса были бы тождественно равны нулю, а составляющая $1 \leq n_x \leq 1.07$. Эта ситуация воспроизводится на центрифуге путем задания угловой скорости вращения консоли в виде:

$$\omega = \omega_0 + \omega_1 \sin(2\pi ft),$$

где $\omega_0 = 0,23$ (1/сек), $\omega_1 = 0,4$ (1/сек), $f = 0,1 \div 0,3$ Гц. При этом радиальная перегрузка меняется в пределах $0,1 \div 0,4$. Этим достигается изменение перегрузки n_x в пределах $1 \div 1,07$. Частота f подбирается для каждого испытуемого путем численного эксперимента на модели (п. 2) и лежит в пределах от 0,1 до 0,3 Гц.

При закрепленной вилке, повернутой на угол $\theta = +90^\circ$, законы изменения углов поворота кольца и кабины выглядят следующим образом:

$$\begin{aligned}\psi &= \frac{\pi}{2} + \operatorname{arctg}(S_0), \\ \gamma &= \frac{\pi}{2} - \arcsin \frac{S_1}{\sqrt{S_1^2 + S_2^2}},\end{aligned}$$

где $S_0 = \frac{\omega^2 l}{g}$, $S_1 = \frac{\dot{\omega} l}{g}$, $S_2 = \sin \psi - S_0 \cos \psi$.

Благодаря этому алгоритму в заданном диапазоне частот происходит изменение модуля и направления результирующего вектора перегрузки n при сохранении его ориентации в системе координат, связанной с кабиной, строго ортогональной фронтальной плоскости испытуемого. Таким образом, в данной ситуации практически отсутствует информация с отолитового аппарата об изменении положения на фоне раздражения полукружных каналов вестибулярной системы. Для создания ощущения прилива крови к голове используют полускафандр "Чибиc".

Циклограмма имитации состоит в следующем. В конце имитации участка выведения путем резкого сброса радиальной перегрузки до нуля воспроизводится момент выхода КЛА на земную орбиту. При этом тело пилота располагается горизонтально в пространстве. В это

время синхронно со сбросом перегрузки в кабине центрифуги создается давление по величине меньше атмосферного на 40 мм рт.ст. Этим воспроизводится переходный процесс от воздействия перегрузки к воздействию невесомости, сопровождающийся приливом крови к голове, пространственной дезориентацией, иллюзией кувырка. Далее происходит вращение центрифуги по законам, описанным выше, в течение 1 часа. В течение всего этого часа имитации в кабине сохраняется пониженное давление. Далее, в конце этого этапа имитации происходит выравнивание давлений до атмосферного в кабине центрифуги, сама центрифуга медленно вращается почти с нулевой скоростью, пилот переводится в горизонтальное положение, являющееся исходным для имитации следующего этапа полета — этапа спуска с орбиты. Путем математического моделирования при параметрах, приведенных в таблице 1, и экспериментальной проверки был выбран закон изменения давления воздуха в кабине, приведенный на рис. 10.

Создание пониженного давления в кабине величиной 40 мм рт.ст. при сохранении атмосферного давления на нижнюю половину тела пилота, при горизонтальном положении туловища (угол $90 \pm 1^\circ$), с одной стороны участвует в формировании иллюзии перевернутого вниз головой положения (кувырка), а с другой — воспроизводит гемодинамическую ситуацию, характерную для невесомости. В этом случае достигается прилив крови в верхнюю половину тела по величине, примерно равной перераспределению крови в невесомости. При создании перепада давлений менее 30 мм рт.ст. иллюзии сглаживаются, а более 50 мм рт.ст. развиваются неприятные ощущения в области герметизации нижней половины тела, а затем, в процессе тренировки — в области голеней. Эффект перераспределения крови подтверждается численным экспериментом на математической модели (п. 3).

При длительности тренировки в 1 час обеспечивается снижение устойчивости к воздействию последующей перегрузки примерно так же, как и после воздействия нескольких дней невесомости.

В процессе динамической имитации сенсорного конфликта невесомости космонавт отрабатывает элементы программы полета и заданные операции по управлению или подвергается психологическим и операторским тестам.

Таким образом, приведенная последовательность операций с заданными параметрами их осуществления позволяет проводить в наземных условиях имитацию факторов невесомости.

Литература

1. Александров В.В., Воронин Л.Н., Глазков Ю.Н., Ишлинский А.Ю., Садовничий В.А. Математические задачи динамической имитации аэрокосмических полетов. М.: Изд-во МГУ, 1995. с.37–43
2. Астахова Т.Г. Математические модели полукружных каналов вестибулярной системы: Дисс...канд. физ.-мат. наук, Мех.-мат. ф-т МГУ. М., 1990.
3. Steinhauzen W. Uber die Beolachung der Cupula// Pflug., Arch. 1933. Vol. 232. N 5. P. 500.
4. Саркисов И.Ю. Реакция гидродинамически взаимодействующих полукружных каналов на адекватный раздражитель// Проблемы космической биологии. М.: 1975. Т. 31. С. 7–14.
5. Gyuton A.C., Coleman T.G., Cowley A.W. A systems analysys approach to understanding long-rauge artial blood pressure control and hypertension// Circulation Reseach. 1974. 35. P. 237–255.