

Оригинальная статья / Original article

УДК 681.527.83

<https://doi.org/10.21869/2223-1560-2025-29-4-93-110>

Моделирование управляемого движения сферического магнитоактивного объекта в эластичном канале

С.Ф. Яцун¹, А.В. Мальчиков¹✉, В. А. Караськов¹

¹ Юго-Западный государственный университет
ул. 50 лет Октября, д. 94, г. Курск 305040, Российская Федерация

✉ e-mail: zveroknpp@gmail.com

Резюме

Цель исследования. Математическое моделирование динамики управляемого движения сферического магнитоактивного объекта в криволинейном канале посредством внешнего магнитного поля, создаваемого подвижным постоянным магнитом.

Задачи. Разработка системы дифференциальных уравнений, описывающих управляемое движение магнитоактивного объекта в криволинейном эластичном канале. Разработка алгоритмов локализации магнитоактивного объекта внутри канала, расчета нормали и величины деформации при контактном взаимодействии. Постановка вычислительных экспериментов с целью определения характера движения магнитоактивного объекта в криволинейном канале и получения предельных значений параметров системы, обеспечивающих управляемость микроробота за счет перемещения постоянного магнита.

Методы. При моделировании движения магнитоактивного микроробота внутри биологически-инспирированного криволинейного канала используется система дифференциальных уравнений и уравнений для внешнего неоднородного магнитного поля. Модель учитывает силы магнитного воздействия, силы сопротивления среды, силы инерции и силу тяжести. Для решения уравнений динамики системы применяются методы численного интегрирования. В рамках данного исследования модель реализована с помощью программного пакета MATLAB.

Результаты. В работе представлена математическая модель движения управляемой магнитоактивной сферической объекта в криволинейном эластичном канале, имитирующем кровеносный сосуд. Разработанная модель учитывает гидродинамическое сопротивление, взаимодействие с деформируемыми стенками канала и внешнее магнитное воздействие. Проведенные численные эксперименты демонстрируют возможность предсказания траектории движения объекта и выявляют предельные значения параметров системы, при которых сохраняется управляемость магнитоактивным микророботом.

Заключение. Перемещение частицы по синусоидальному каналу эффективно обеспечивается воздействием постоянного магнита. Возникающая нормальная реакция стенки канала не превышает допустимых для сосудистых структур значений, составляя до 5 мН в пике и около 1 мН при длительном воздействии. Учёт ключевых физико-геометрических параметров, таких как форма канала, свойства магнитоактивного объекта, вязкость среды, силы трения и пондеромоторное воздействие, обеспечивает универсальность модели. Предложенная методология может быть использована для оптимизации алгоритмов магнитной навигации в задачах эндоваскулярной эмболизации, адресной доставки лекарственных средств и других перспективных медицинских методик.

Ключевые слова: магнитная навигация; эндоваскулярная эмболизация; магнитные микророботы; численное моделирование.

© Яцун С.Ф., Мальчиков А.В., Караськов В. А., 2025

Известия Юго-Западного государственного университета / Proceedings of the Southwest State University. 2025; 29(4): 93-110

Конфликт интересов: Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Финансиование: Работа выполнена при поддержке Госзадания Минобрнауки России по теме «Разработка методов синтеза адаптивных и интеллектуальных робототехнических устройств и комплексов в целях расширения функциональных технологических и производственный возможностей человека» (соглашение № 075-03-2025-526).

Для цитирования: Яцун С.Ф., Мальчиков А.В., Карабськов В. А. Моделирование управляемого движения сферического магнитоактивного объекта в эластичном канале // Известия Юго-Западного государственного университета. 2025; 29(4): 93-110. <https://doi.org/10.21869/-2223-1560-2025-29-4-93-110>.

Поступила в редакцию 26.08.2025

Подписана в печать 17.09.2025

Опубликована 22.12.2025

Simulation of controlled motion of a spherical magnetically active object in an elastic channel

Sergey F. Jatsun¹, Andrey V. Malchikov¹✉, Vsevolod A. Karaskov¹

¹ Southwest State University
50 Let Oktyabrya str., 94, Kursk 305040, Russian Federation

✉ e-mail: zveroknn@gmail.com

Abstract

Purpose of research. Mathematical modeling of the dynamics of controlled motion of a spherical magnetically active object in a curved channel by means of an external magnetic field created by a movable permanent magnet

Tasks. Development of a system of differential equations describing the controlled motion of a magnetically active object in a curved elastic channel. Development of algorithms for localization of a magnetically active object inside a channel, calculation of the normal and magnitude of deformation during contact interaction. Setting up computational experiments in order to determine the nature of the movement of a magnetically active object in a curved channel and obtain the maximum values of the system parameters that ensure the controllability of the microrobot due to the movement of a permanent magnet.

Methods. When modeling the motion of a magnetically active microrobot inside a biologically inspired curved channel, a system of differential equations and equations for an external inhomogeneous magnetic field is used. The model takes into account magnetic forces, environmental resistance forces, inertia forces, and gravity. Numerical integration methods are used to solve the equations of system dynamics. In the framework of this study, the model was implemented using the MATLAB.

Results. The paper presents a mathematical model of the motion of a controlled magnetically active spherical object in a curved elastic channel simulating a blood vessel. The developed model takes into account hydrodynamic resistance, interaction with deformable channel walls and external magnetic influence. The numerical experiments performed demonstrate the possibility of predicting the trajectory of an object and reveal the limiting values of the system parameters at which controllability by a magnetically active microrobot is maintained.

Conclusions. The movement of the particle along the sinusoidal channel is effectively ensured by the action of a permanent magnet. The resulting normal reaction of the canal wall does not exceed the values allowed for vascular structures, amounting to 5 mN at the peak and about 1 mN with prolonged exposure. Taking into account key physical and geometric parameters, such as the channel shape, magnetically active object properties, viscosity of the medium, friction forces and ponderomotor action, ensures the versatility of the model. The proposed methodology can be used to optimize magnetic navigation algorithms for endovascular embolization, targeted drug delivery, and other promising medical techniques.

Keywords: magnetic navigation; endovascular embolization; magnetic microrobots; numerical modeling.

Conflict of interest: The Authors declare the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this article.

Financing: The work was carried out with the support of the State Assignment of the Ministry of Education and Science of the Russian Federation, project № 075-03-2025-526 «Development of methods for synthesizing adaptive and intelligent robotic devices and complexes in order to expand the functional technological and production capabilities of humans»

For citation: Jatsun S. F., Malchikov A. V., Karaskov V. A Simulation of controlled motion of a spherical magnetically active object in an elastic channel. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*. 2025; 29(4): 93-110 (In Russ.). <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2025-29-4-93-110>.

Received 26.08.2025

Accepted 17.09.2025

Published 22.12.2025

Введение

Важным элементом современных минимально инвазивных медицинских технологий являются методы целевой доставки лекарственных средств и эмболизации сосудистых патологий, таких как артериовенозные мальформации (АВМ) и аневризмы. Перспективным направлением в данной области является использование управляемых магнитных микророботов и эмболизационных частиц, движение которых контролируется внешним магнитным полем [1-3]. Управление такими магнитоактивными объектами (МО) характеризуется необходимостью обеспечения их предсказуемой динамики и точного позиционирования в условиях сложной геометрии кровеносного русла [4-5]. Ключевой проблемой, ограничивающей широкое внедрение технологии, является сложность управления траекторией МО в криволинейных каналах, где на ее движение существенное влияние оказывают гидродинамические силы, силы маг-

нитного управления, и геометрия самого канала [4, 6].

Исследование динамики микроробота в жидкости возможно на основе методов вычислительной гидродинамики (CFD) [7]. Однако для детального анализа его поведения в условиях криволинейного канала, имитирующего кровеносный сосуд, необходима консолидация данных о параметрах внешнего магнитного поля, характеристиках частицы, а также геометрии и физике канала. Большинство существующих научных работ посвящены моделированию движения в прямых каналах или анализу магнитных свойств самих частиц [8-9]. Разработка предсказательной модели, учитывающей кривизну траектории, проведение параметрических исследований позволит разрабатывать более эффективные алгоритмы управления [10], оптимизировать траектории движения и минимизировать время доставки.

Целью работы является разработка математической модели и постановка вычислительных экспериментов с це-

лью исследования динамики управляемого движения магнитоактивного сферического объекта в криволинейном канале, имитирующем кровеносный сосуд, а также анализа возможности применения микроботов, управляемых внешним магнитным полем для решения задач щадящей медицины.

Материалы и методы

В области моделирования магнитных микроботов в общем случае можно выделить три направления исследования: исследование магнитных свойств и конструкции самих микроботов; моделирование динамики их движения в различных средах и разработку, и исследование систем управления движением МО. Настоящее исследование фокусируется на третьем из приведенных направлений.

Для моделирования биологически-инспирированного криволинейного канала в рамках математической модели используется канал со стенкой задаваемых гармонической функцией. Матема-

тически такой канал описывается пространством между двумя синусоидами, определяемыми формулой

$$y_{\text{wall}} = A \sin(k \pi x) \pm B. \quad (1)$$

В качестве магнитоактивного объекта в работе рассматривается сферическое тело, обладающее парамагнетическими свойствами, при этом размер объекта значительно меньше просвета канала: ($r < B$), где r – радиус МО. МО имеет однородную внутреннюю структуру с точки зрения распределения магнитоактивного вещества и плотности. Данная модель МО подходит для описания сферического тела, выполненного из двухкомпонентного силиконового компаунда с примесью частиц карбонильного железа размером не более 100 мкм с итоговой концентрацией их в составе 40%.

Схематично система может быть представлена согласно рис. 1.

При этом расчётная схема взаимодействия МО со стенками канала может быть представлена схемами, показанными на рис. 2.

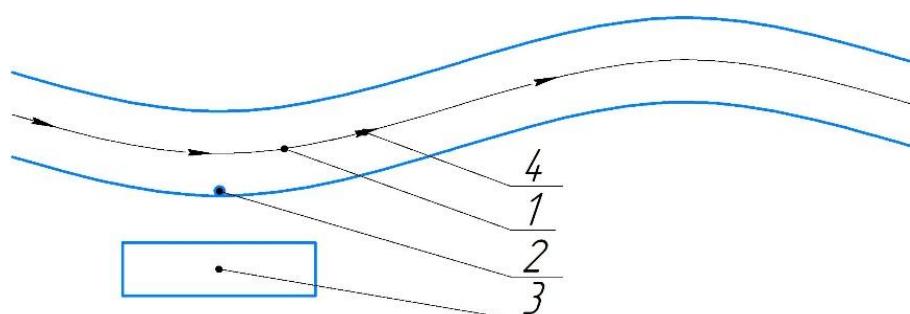


Рис. 1. Схема системы магнитоуправляемого движения: 1 – криволинейный канал; 2 – магнитоактивное тело; 3 – постоянный магнит; 4 – направление потока жидкости внутри канала

Fig. 1. Diagram of the magnetically controlled motion system: 1 – curved channel; 2 – magnetically active body; 3 – permanent magnet; 4 – direction of fluid flow inside the channel

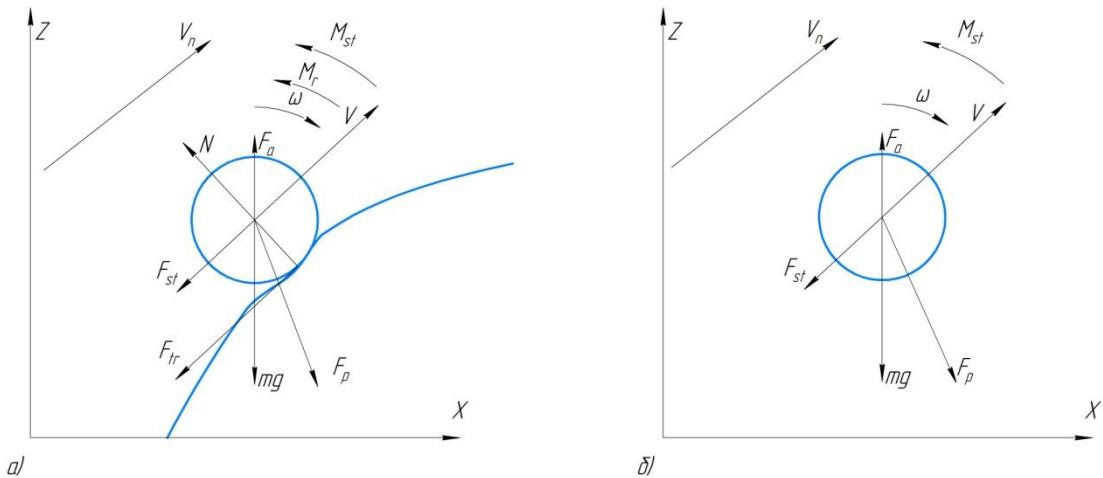


Рис. 2. Расчёчная схема математической модели: а – при касании стенки; б – без касания стенок

Fig. 2. Calculation scheme of the mathematical model: а – when touching the wall; б – without touching the walls

На представленных схемах приняты следующие обозначения: V – скорость центра масс; V_n – скорость потока жидкости в канале; ω – угловая скорость МО; F_a – архимедова сила; mg – сила тяжести; F_p – пондеромоторная сила; F_{tr} – сила сухого трения; F_{st} – сила жидкого трения; M_r – момент трения качения; M_{st} – момент жидкого трения; N – нормальная реакция поверхности.

Для описания управляемого движения МО в канале с вязкой подвижной жидкостью описывается системой уравнений:

$$\begin{cases} m\ddot{x} = mg_x + F_{ax} + F_{stx} + F_{Px} + N_x + F_{trx}; \\ m\ddot{y} = mg_y + F_{ay} + F_{sty} + F_{Py} + N_y + F_{try}; \\ I\ddot{\omega} = M_{st} + M_{tr} + M_r. \end{cases} \quad (1)$$

Для управления движением МО моделируется внешнее градиентное магнитное поле. Сила, действующая со стороны магнита на МО, описывается уравнением:

$$\vec{F}_p = \mu_0 |m_m| |\nabla H|, \quad (2)$$

где \vec{H} – это вектор напряженности магнитного поля; $|H|$ – его модуль; \vec{m}_m и

$|m_m|$ – вектор и модуль дипольного момента МО, определяемый как $\vec{m}_m = V\chi\vec{H}$, где χ – магнитная восприимчивость, а V – его объем.

В работе используется кубический неодимовый магнит, напряженность магнитного поля которого может быть вычислена по аналитическим формулам [11]:

$$H_x = -\frac{M}{4\pi} \sum_{i,j,k=1}^2 (-1)^{i+j+k} \ln \left[y_j + \sqrt{x_i^2 + y_j^2 + z_k^2} \right];$$

$$H_y = -\frac{M}{4\pi} \sum_{i,j,k=1}^2 (-1)^{i+j+k} \ln \left[x_i + \sqrt{x_i^2 + y_j^2 + z_k^2} \right]; \quad (3)$$

$$H_z = -\frac{M}{4\pi} \sum_{i,j,k=1}^2 (-1)^{i+j+k} \operatorname{arctg} \left[\frac{x_i y_j}{z_k \sqrt{x_i^2 + y_j^2 + z_k^2}} \right],$$

где $x_i = x + (-1)^i a/2$, $y_j = y + (-1)^j b/2$, $z_k = z + (-1)^k c/2$; M – намагниченность магнита; x, y, z – смещение центра масс МО относительно центра постоянного магнита; a, b, c – размеры постоянного магнита.

Величина модуля напряженности определяется как векторная сумма составляющих как [11]:

$$|H| = \sqrt{H_x^2 + H_y^2 + H_z^2}. \quad (4)$$

Представим выражения для сил сопротивления, действующие на МО внутри канала с подвижной вязкой жидкостью.

Сила и момент вязкого сопротивления движению в жидкости будем рассматривать как:

$$F_{st} = k_{st_sk} V_{rel}, \quad (5)$$

$$M_{st} = k_{st_r} \omega, \quad (6)$$

где V_{rel} – относительная скорость движения тела в потоке: $V_{rel} = V_n - V$.

Для момента трения качения и трения скольжения, в случае контакта с поверхностью канала справедливы выражения:

$$M_r = N \mu_r, \quad (7)$$

$$F_{fr} = N \mu, \quad (8)$$

где μ_r, μ – коэффициенты трения.

Важной частью работы является нелинейная модель сухого трения, позволяющая реализовывать различные режимы и описываемая системой уравнений:

$$\begin{cases} \mu_{act} = \mu_{sk}, & F_{dir} = -\frac{F_{ext}}{|F_{ext}|}, \text{ при } |V_{sk}| \approx 0; \\ \mu_{act} = \mu_{din}, & F_{dir} = -\frac{V_{sk}}{|V_{sk}|}, \text{ при } |V_{sk}| > 0. \end{cases}$$

Где сила трения описывается уравнением:

$$F_{tr} = \begin{cases} |F_{ext}| \cdot F_{dir}, & \text{при } |F_{ext}| \leq \mu_{act} |N|; \\ \mu_{act} |N| \cdot F_{dir} & \text{в остальных случаях.} \end{cases}$$

Аналогичным образом для момента трения качения:

$$\begin{cases} \mu_{r_act} = \mu_{r_st}, & M_{dir} = -\frac{M_{ext} + M_{tr}}{|M_{ext} + M_{tr}|}, \text{ при } |\omega| \approx 0; \\ \mu_{r_act} = \mu_{r_din}, & M_{dir} = -\frac{\omega}{\omega}, \text{ при } |\omega| > 0. \end{cases}$$

Расчёт момента трения:

$$M_r = \begin{cases} |M_{ext} + M_{tr}| \cdot M_{dir}, & |M_{ext} + M_{tr}| \leq \mu_{r_act} |N| \\ \mu_{r_act} \cdot |N| \cdot M_{dir} & \text{в остальных случаях.} \end{cases}$$

Данная форма расчёта позволяет рассчитывать все возможные режимы движения от скольжения без вращения до качения без проскальзывания.

Сила Архимеда, действующая на сферический МО определяется уравнением:

$$F_a = \rho g V, \quad (9)$$

где ρ – плотность МО.

Расчёт нормальной реакции между МО и стенкой канала определим согласно закону Кельвина-Фойгта:

$$N = k \varepsilon + c \frac{d\varepsilon}{dt}, \quad (10)$$

где k – коэффициент упругости; c – коэффициент демпфирования; ε – деформация.

Сложность численного расчета заключается в нелинейном характере системы уравнений, наличия условий воздействования различных сил, в том числе моделирование контактного взаимодействия МО с поверхностью канала. Для решения предлагаемой задачи используется следующий алгоритм расчёта динамической системы методом последовательного интегрирования. В случае решения прямой задачи динамики предполагается следующая последовательность операций: получение начальных условий; расчёт сил для текущего шага; интегрирование; сохранение данных. После чего осуществляется повтор первых трех пунктов до выхода за диапазон расчётного времени. Данный

алгоритм подходит для моделирования, когда рассматривается прямолинейное движение или движение по заданному закону [10]. Однако при движении в криволинейном деформируемом канале с подвижной вязкой средой существует несколько процессов, существенно усложняющих процесс вычисления. А именно: вычисление скорости потока среды в текущей точке и вычисление величины текущей деформации поверхности канала и расстояния до неё в процессе движения.

Рассмотрим более подробно предлагаемый оригинальный алгоритмы вычислений, позволяющих моделировать движение и контактное взаимодействие МО со стенкой канала.

Скорость потока среды в текущей точке вычисляется по следующему алгоритму. Исходными данными являются координаты точки, для которой вычисляется скорость потока (x_b, y_b), геометрические параметры, определяющие расположение стенок канала (A, k, B), объёмный расход среды Q ($\text{м}^3/\text{с}$) и радиус МО r .

Процесс начинается с расчёта параметров текущего положения точки. Затем, по закону Пуазейля для канала круглого сечения, вычисляется максимальная скорость потока. После этого строится профиль скорости по параболическому закону. На заключительном этапе вычисляется вектор скорости V_n и его модуль $|V_n|$, что и является искомой скоростью потока V_a для данной точки.

Закон Пуазейля выглядит следующим образом:

$$V_{\max} = \frac{2|Q|}{\pi R^2}. \quad (11)$$

Профиль скорости вычисляется по формуле

$$V_{\max} = V_{\max} \max \left(0.1 - \left(\frac{L}{R} \right)^2 \right), \quad (12)$$

где L – дистанция до точки от оси

Алгоритм расчёта параметров канала в точке, описывает подпроцесс определения расстояния до оси канала и его диаметра в перпендикулярном сечении. Первым шагом осуществляется поиск нормали к центральной оси канала в данной точке. Затем строится перпендикуляр к этой нормали, который представляет собой вектор направления потока. Полученный вектор нормализуется. Далее выполняется проверка условия $X < 0$. На основе этого определяется дистанция до стенок канала по направлению нормали. Если условие выполняется, строится обратный вектор потока. Завершающим этапом является вычисление диаметра канала в данном сечении.

В результате алгоритм возвращает три параметра: расстояние до стенки (d_st), диаметр канала (d) и нормализованный вектор направления потока ($flow_dir$).

Вторым механизмом, использованным в модели, является функция определения величины деформации стенки. Его алгоритм представлен на рис.3.

На схеме на рис. 3: Yn -координата Y вектора нормали; Def – величина деформации стенки; $normal$ – вектор нормали.

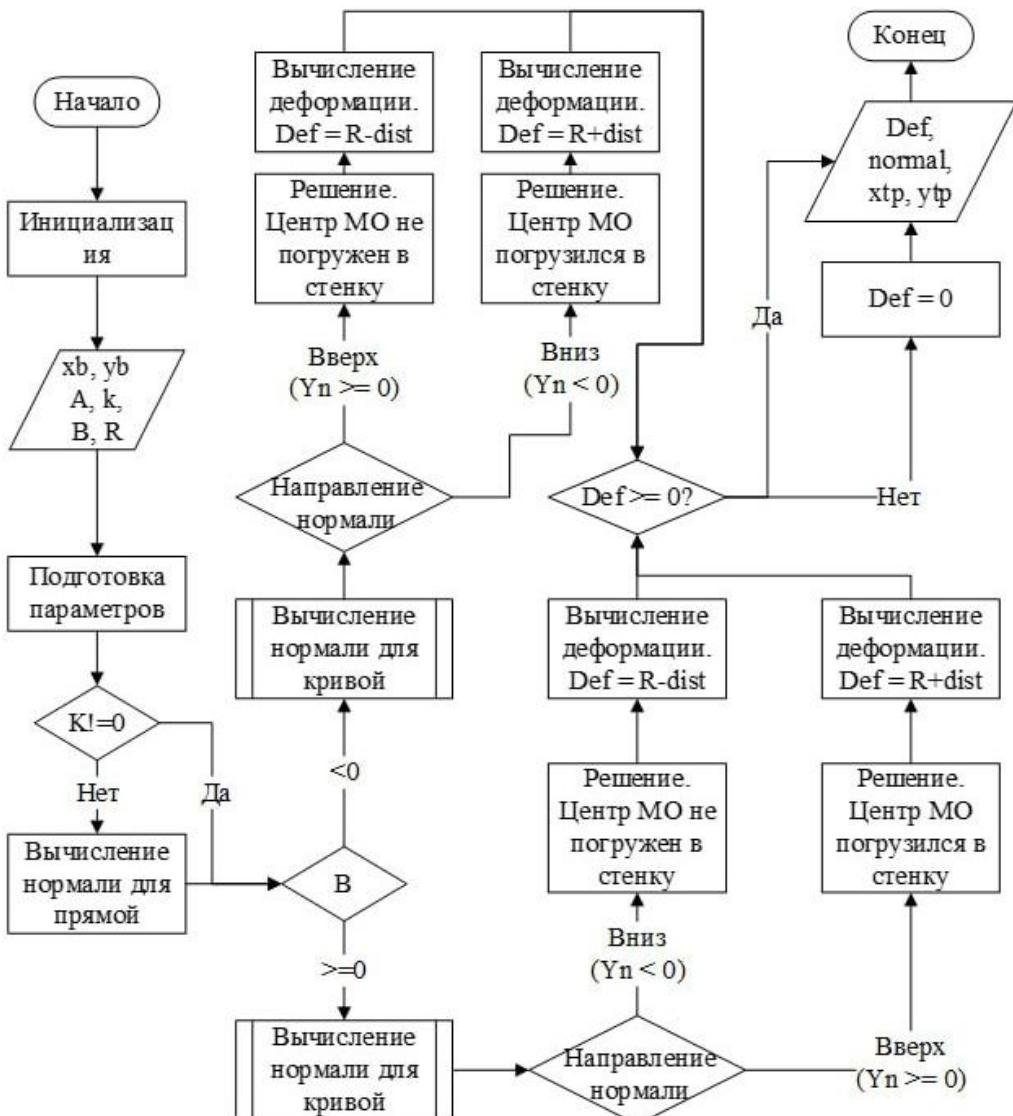


Рис. 3. Алгоритм расчёта величины деформации стенки

Fig. 3. The algorithm for calculating the amount of wall deformation

Как показано на рис. 3, алгоритм включает процедуру вычисления нормали к контуру из внешней точки, что представляет собой нетривиальную вычислительную задачу для криволинейных границ. Стандартная реализация данного метода в среде MATLAB, основанная на поиске касательного вектора к кривой, перпендикуляр которого проходит через заданную точку, демонстрирует недостаточную надежность. В частности, при моделировании объек-

тов в натуральную величину с диаметром канала менее 10 мм проявляются ограничения, связанные с точностью вычислений с плавающей точкой. В результате использование встроенной функции *fzero* для решения соответствующей системы уравнений зачастую приводит к некорректному определению корней или их отсутствию в окрестностях точек экстремума. В связи с указанными проблемами был предложен альтернативный алгоритм (рис. 4.).

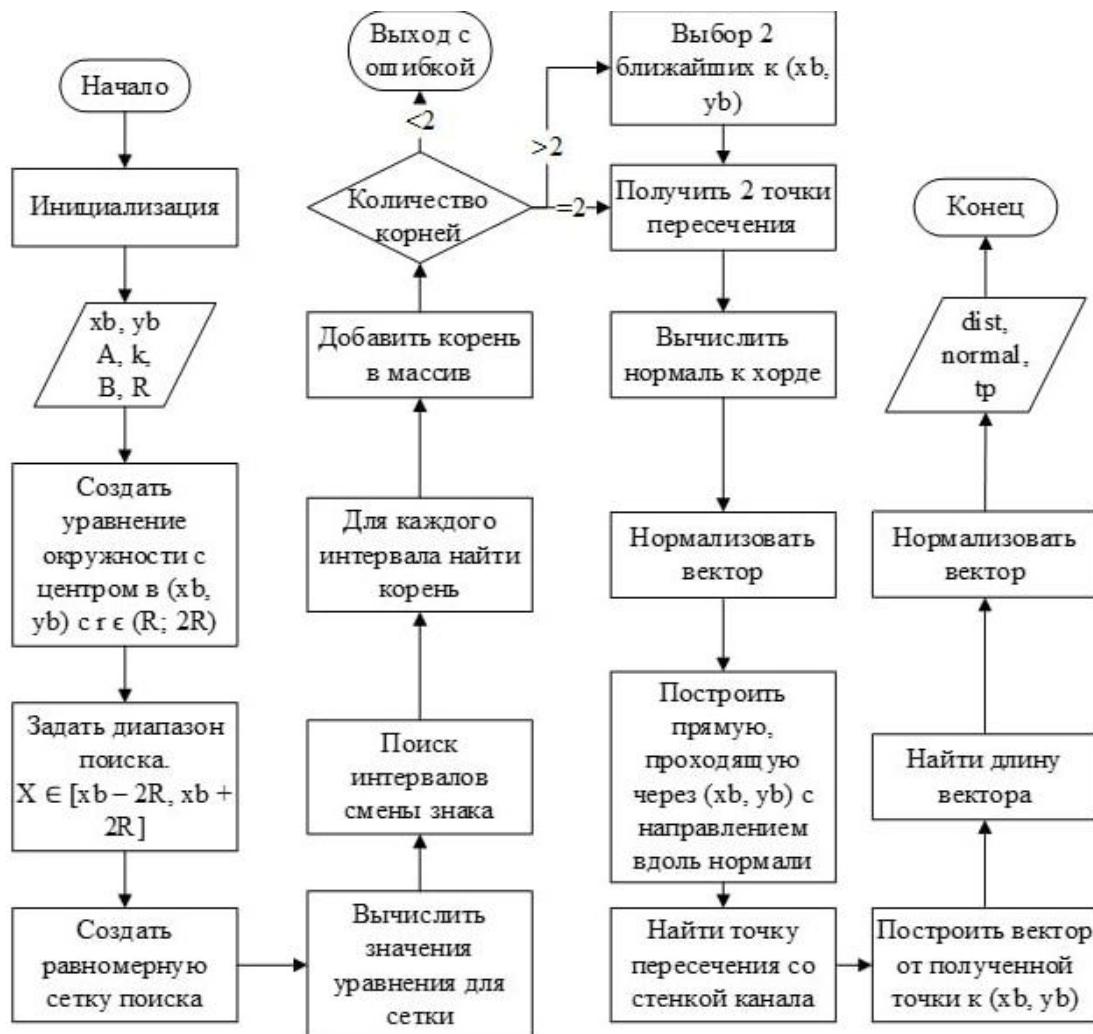


Рис. 4. Алгоритм нахождения нормали к кривой

Fig. 4. Algorithm for finding the normal to the curve

Данный алгоритм используется для определения расстояния до кривой или направления нормали к ней. Последовательное применение описанных алгоритмов в сочетании с фундаментальными физическими принципами позволяет рассчитать мгновенное ускорение тела, а путем последующего интегрирования – определить его положение на следующем временном шаге.

Результаты и их обсуждение

Проведем моделирование динамики магнитоактивного объекта радиусом

$r = 1$ мм, выполненного из магнитона-полненного силиконового компаунда по ка-налу, стенки которого описываются гармонической функцией (1), при различных режимах движения постоянного магнита. В ходе моделирования использовался следующий закон, определяющий положение стенок канала в модели:

$$y_{\text{wall}} = 0.01 \sin(10\pi x) \pm 0.009. \quad (13)$$

Значения основных параметров, которые не изменялись в симуляциях, представлены в табл. 1.

Таблица 1. Параметры математической модели**Table 1.** Parameters of the mathematical model

Название параметра / Name of the parameter	Обозначение / Designation	Значение / Value
Максимальное время моделирования	t_{max}	10 с
Шаг интегрирования	dt	0.1 мс
Радиус МО	R	1 мм
Площадь МО	ro	4500 кг/м ³
Коэффициент жесткости	k_KF	10
Коэффициент демпфирования	c	100
Амплитуда канала	A	0.01 м
Волновое число канала	k	10
Полувысота канала	$absB$	0.009 м
Коэффициент статического скольжения	k_sl_st	0.8
Коэффициент динамического скольжения	k_sl_din	0.85
Коэффициент статического качения	k_roll_st	2e-5
Коэффициент динамического качения	k_roll_din	1e-5
Ширина магнита	a	0.1 м
Длина магнита	b	0.1 м
Высота магнита	C	0.05 м
Угол наклона магнита	$alfa$	0°
Намагниченность магнита	M	1.325e7
Магнитная восприимчивость МО	xi	0.2
Динамическая вязкость	mu	4 мПа*s
Плотность среды	ro_sr	1050 кг/м ³
Объемный поток	Q	1e-6 м ³ /с
Начальная координата x	$x0$	-0.05 м
Начальная скорость по x	$dx0$	0 м/с
Начальная координата z	$z0$	-0.016 м
Начальная скорость по z	$dz0$	0 м/с
Начальный угол поворота	$f10$	0 рад
Начальная угловая скорость	$df10$	0 рад/с

В рамках численного эксперимента моделировалось движение магнита при следующих начальных условиях: началь-

ное положение составляло 0.15 м по оси X относительно магнитного объекта, траектория движения сохранялась па-

ралльной оси канала на расстоянии 0.195 м от нее. Скорость перемещения вдоль оси X составляла 0.18 м/с. Результаты моделирования, представленные на рис. 5, демонстрируют полученные траектории движения.

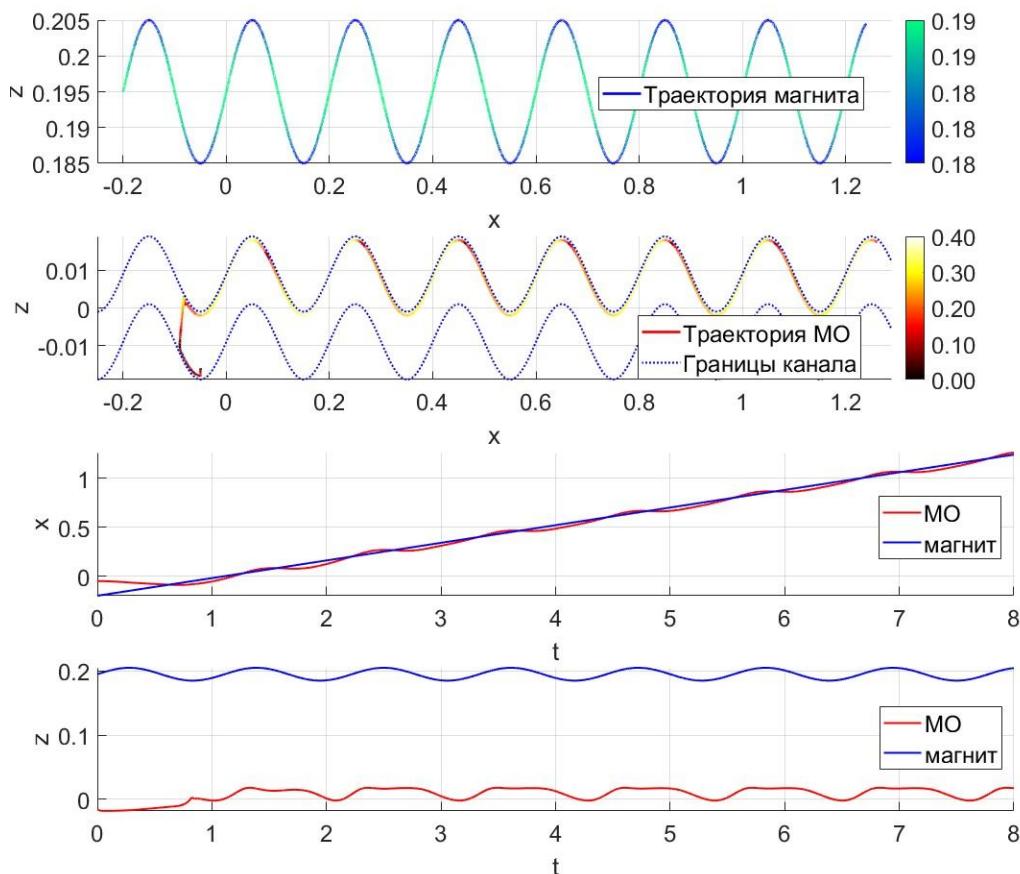


Рис. 5. Траектории МО и магнита

Fig. 5. Trajectories of MO and magnet

Анализ графиков на рис. 5 показывает, что магнитный объект (МО) устойчиво следует за магнитом, с периодическим запаздыванием в области впадин. На начальном этапе МО движется вдоль нижней стенки канала, с последующим отрывом от опорной поверхности при перемещении вверх по её профилю. При сближении с магнитом на расстояние 150-170 мм наблюдается переход объекта к движению вдоль верхней границы канала.

Для исследования динамики системы в условиях изменяющихся скоро-

стей движения магнита были выполнены расчеты с последовательным увеличением скорости перемещения магнита. Анализ полученных результатов моделирования, представленных на рис. 5, демонстрирует полученные траектории движения.

Анализ графиков, представленных на рис. 5-6, позволяет установить зависимость движения объекта в канале от скорости перемещения магнитного поля. При относительно низких скоростях движения магнита наблюдается следование МО за источником поля. Начальная фаза движения характеризуется перемещением объекта вдоль нижней стенки с последующим кратковременным отрывом от опорной поверхности

ных режимов была выполнена серия расчетов с последовательным увеличением скорости перемещения магнита. Анализ графиков, представленных на рис. 5-6, позволяет установить зависимость движения объекта в канале от скорости перемещения магнитного поля. При относительно низких скоростях движения магнита наблюдается следование МО за источником поля. Начальная фаза движения характеризуется перемещением объекта вдоль нижней стенки с последующим кратковременным отрывом от опорной поверхности

на высоту, не превышающую 0,2 мм, при движении вверх по стенке канала. После сближения с магнитом на расстояние 0,15–0,2 мм МО совершает переход к верхней поверхности канала, что

свидетельствует о двухступенчатом механизме движения, определяемом совокупным действием силы магнитного притяжения и взаимодействия с границами криволинейного канала.

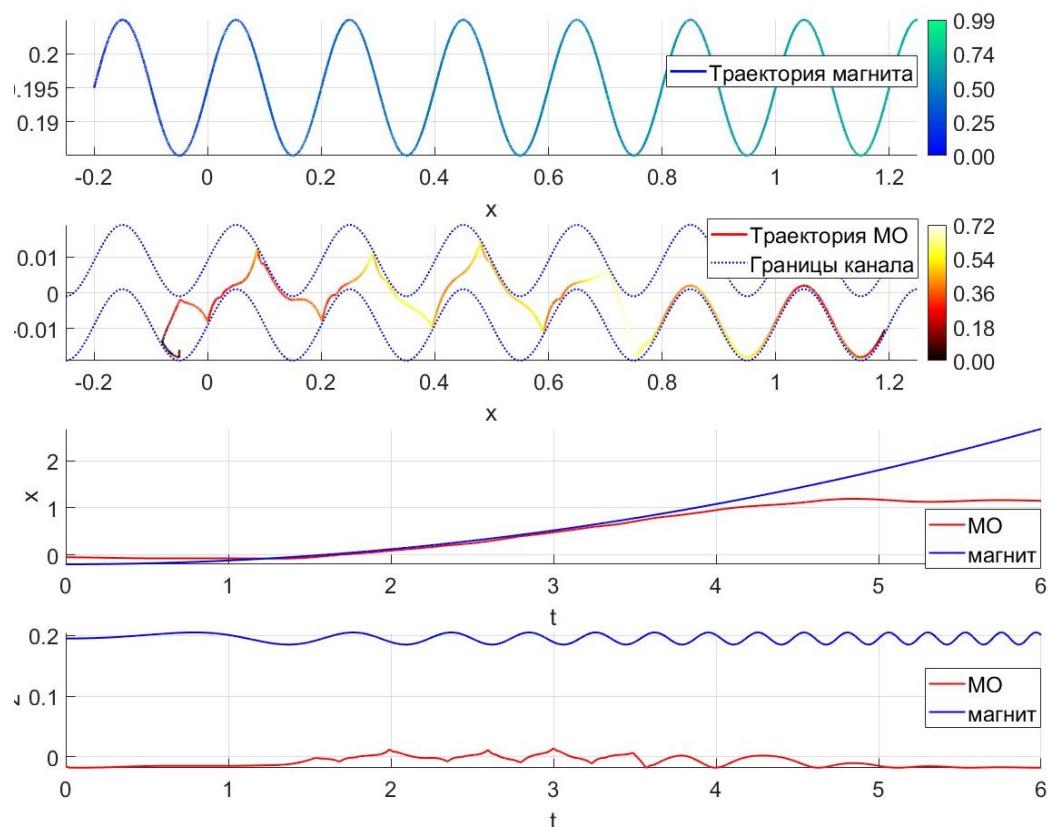


Рис. 6. Результат моделирования траектории движения МО и магнита при равноускоренном движении магнита

Fig. 6. The result of modeling the trajectory of the MO and the magnet at a fixed value of magnet acceleration

При превышении пороговой скорости магнита в 0,66 м/с происходит потеря синхронизации движения МО с магнитным полем. В данном режиме траектория движения объекта приобретает существенно нерегулярный характер, переставая повторять геометрию канала, и сопровождается множественными соударениями со стенками. Интенсивность ударных воздействий и амплитуда отклонений от осевой линии

канала прогрессивно нарастают с увеличением скорости.

Для дальнейшего исследования динамики системы моделировалось движение МО при перемещении магнита вдоль оси канала (рис. 7).

При перемещении магнита вдоль оси канала критическая скорость, соответствующая потере управления магнитным объектом (МО), увеличивается до приблизительно 0,7 м/с.

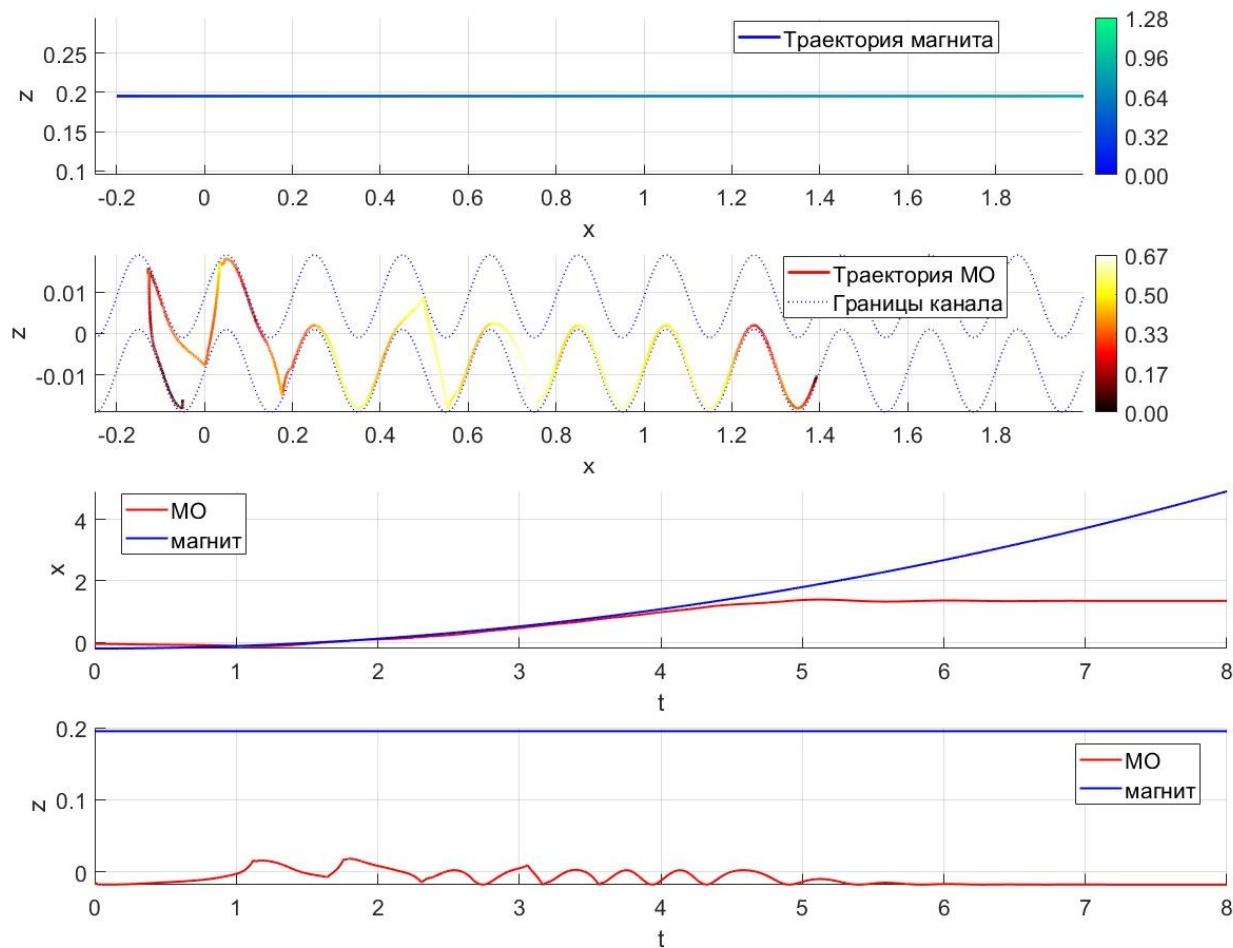


Рис. 7. Результат моделирования траектории движения МО при движении магнита вдоль оси канала

Fig. 7. The result of modeling the trajectory of the MO when the magnet moves along the axis of the channel

Данное явление объясняется более равномерным характером движения источника магнитного поля, что минимизирует локальные ускорения и резкие изменения его траектории. Это, в свою очередь, позволяет МО сохранять устойчивую связь с движущимся магнитным полем при более высоких скоростях.

Проведенный анализ позволяет заключить, что динамика МО в канале формируется под совместным влиянием трех ключевых факторов: силы магнитного притяжения, геометрии канала и кинематических характеристик движе-

ния магнита. Каждый из этих факторов вносит существенный вклад в устойчивость траектории и определяет вероятность соударений объекта с границами канала.

Для исследования поведения системы в экстремальном режиме был проведен расчетный эксперимент с начальной скоростью магнита, превышающей критическое значение.

В результате эксперимента, представленного на рис. 8, была установлена граничная скорость $V_x = 0,3$ м/с.

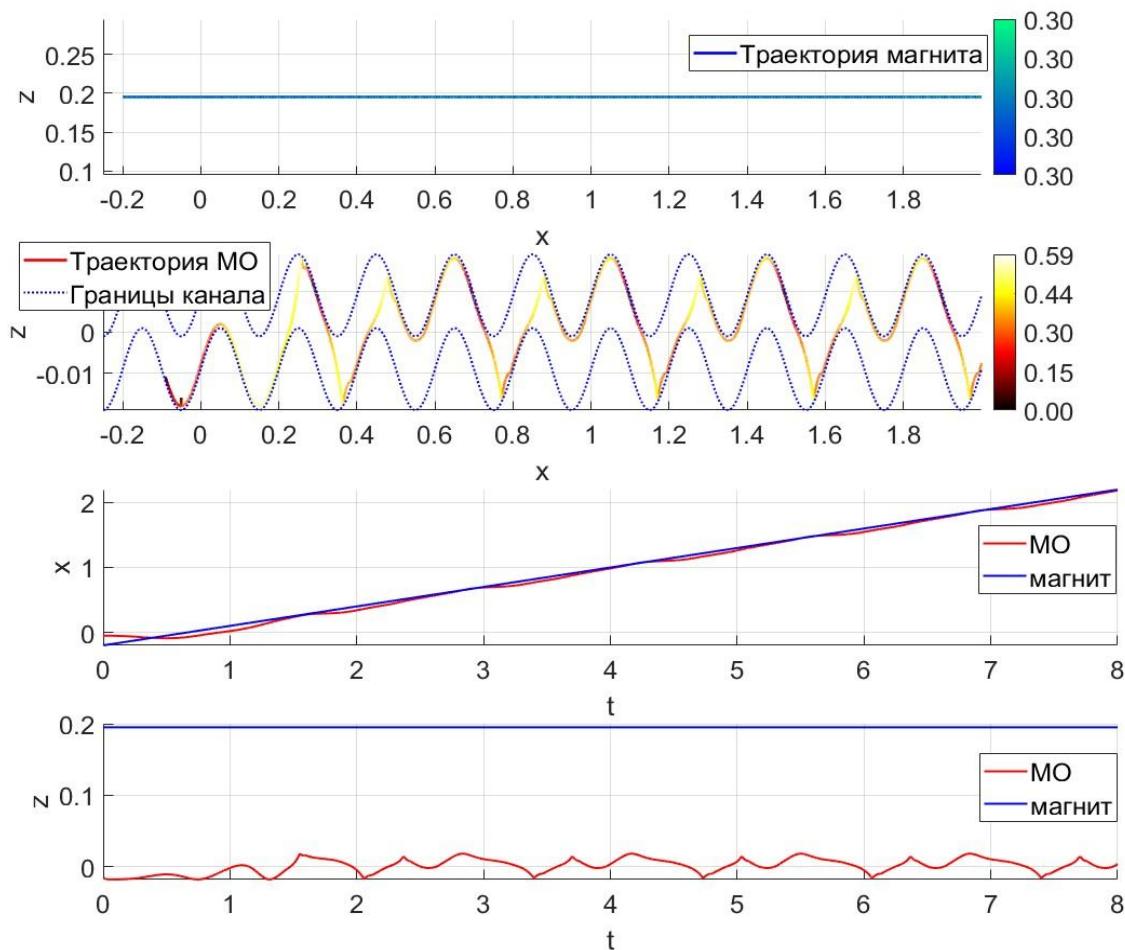


Рис. 8. Результат моделирования траектории движения МО при перемещении магнита вдоль оси канала со скоростью $V_x = 0.3$ м/с

Fig. 8. The result of modeling the trajectory of the MO when the magnet moves along the axis of the channel with a velocity $V_x = 0.3$ m/s

В данной точке магнитный объект (МО) сохраняет управляемость, однако его траектория перестает соответствовать синусоидальной. При превышении этого скоростного порога МО не захватывается магнитным полем и теряет управление. Напротив, при скоростях ниже критической наблюдается явление полного магнитного захвата: объект перемещается вдоль верхней стенки канала, сохраняя с ней непрерывный контакт без отрыва от поверхности.

Выводы

Разработанная математическая модель описывает динамику управляемого движения магнитоактивного объекта сферической формы в криволинейном эластичном канале, учитывая ключевые факторы воздействия: внешнее магнитное поле, гидродинамическое сопротивление, контактное взаимодействие со стенками и их деформацию. Численные эксперименты подтвердили адекватность модели и её применимость для анализа процессов, характерных для эндоскопической

эмболизации и других медицинских применений.

Полученные результаты исследования позволяют сделать следующие выводы:

1. Перемещение частицы по синусоидальному каналу эффективно обеспечивается воздействием постоянного магнита.

2. Возникающая реакция стенки канала не превышает допустимых для сосудистых структур значений, составляя до 5 мН в пике и около 1 мН при длительном воздействии.

3. Учёт ключевых физико-геометрических параметров, таких как геометрия канала, свойства частицы, вязкость среды, силы трения и пондеромоторное воздействие, обеспечивает универсальность модели.

Экспериментально установлено, что в условиях тонкого канала эффективность управления магнитным объектом слабо зависит от формы траектории магнита, но критически определяется скоростью его перемещения.

Практическая значимость работы состоит в создании предсказательной модели, применимой для разработки алгоритмов магнитной навигации и оптимизации параметров адресной доставки лекарственных средств для прогрессивных медицинских методик. Полученные результаты формируют основу для дальнейших исследований, направленных на уточнение физических параметров системы, распространение модельных представлений на трёхмерные сосудистые сети и проведение экспериментальной валидации предложенного подхода.

Список литературы

1. Nguyen K.T., Go G., Jin Z., et al. A magnetically guided self-rolled microrobot for targeted drug delivery, real-time X-Ray imaging, and microrobot retrieval // Advanced Healthcare Materials. 2021. 10(6). P. 2001681. <https://doi.org/10.1002/adhm.202001681>
2. Ullrich F., Bergeles C., Pokki J., et al. Mobility experiments with microrobots for minimally invasive intraocular surgery // Investigative Ophthalmology & Visual Science. 2013. 54(4). P. 2853–2863. <https://doi.org/10.1167/iovs.12-11176>
3. Ergeneman O., Bergeles C., Kummer M.P., et al. Wireless intraocular microrobots: Opportunities and challenges // Surgical Robotics: Systems Applications and Visions. 2010. P. 271-311. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1126-1_13
4. Arcese L., Fruchard M., Ferreira A. Adaptive controller and observer for a magnetic microrobot // IEEE Transactions on Robotics. 2013. 29(4). P. 1060-1067. <https://doi.org/10.1109/TRO.2013.2257581>
5. Xie M., Zhang W., Fan C., et al. Bioinspired soft microrobots with precise magneto-collective control for microvascular thrombolysis // Advanced Materials. 2020. 32(26). P. 2000366. <https://doi.org/10.1002/adma.202000366>
6. Pries A.R., Secomb T.W., Gaehtgens P. Biophysical aspects of blood flow in the microvasculature // Cardiovascular Research. 1996. 32(4). P. 654-667. [https://doi.org/10.1016/S0008-6363\(96\)00065-X](https://doi.org/10.1016/S0008-6363(96)00065-X)

7. Lomax H., Pulliam T.H., Zingg D.W. Fundamentals of computational fluid dynamics // Applied Mechanics Reviews. 2002. 55(4). P. B61-B61. <https://doi.org/10.1115/1.1483340>
8. Yang Z., Zhang L. Magnetic actuation systems for miniature robots: A review // Advanced Intelligent Systems. 2020. 2(9). P. 2000082. <https://doi.org/10.1002/aisy.202000082>
9. Malchikov A.V., Jatsun S.F., Ryapolov P.A., et al. An experimental stand for studying the motion of magnetically active objects under the influence of the magnetic field of a movable magnet // Robotics and Technical Cybernetics. 2024. 12(4). P. 270-279. <https://doi.org/10.31776/RTCL.12401>
10. Malchikov A., Jatsun S., Ryapolov P. Contactless Motion Control System for Magnetoactive Micro-Objects // 2025 International Russian Automation Conference (RusAutoCon). 2025. P. 631-636. <https://doi.org/10.1109/RusAutoCon65989.2025.11177342>
11. Malchikov A.V., Yatsun S.F., Ryapolov P.A., et al. Studying the controlled motion of a magnetically active object in a viscous medium // Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics. 2025. 89(7). P. 1111-1117. <https://doi.org/10.1134/S106287382571178X>
12. Kim Y., Zhao X. Magnetic soft materials and robots // Chemical Reviews. 2022. 122(5). P. 5317-5364. <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.1c00481>
13. Wu Z., Li L., Yang Y., et al. Medical micro/nanorobots in complex media // Chemical Society Reviews. 2020. 49(22). P. 8088-8112. <https://doi.org/10.1039/D0CS00309C>
14. Aziz A., Pena-Francesch A., Jung I., et al. Medical imaging of microrobots: Toward in vivo applications // ACS Nano. 2020. 14(9). P. 10865-10893. <https://doi.org/10.1021/acsnano.0c05530>
15. Hu C., Pané S., Nelson B.J. Soft micro-and nanorobotics // Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems. 2018. 1(1). P. 53-75. <https://doi.org/10.1146/annurev-control-060117-104947>
16. Dong X., Sitti M. Controlling two-dimensional collective formation and cooperative behavior of magnetic microrobot swarms // The International Journal of Robotics Research. 2020. 39(5). P. 617-638. <https://doi.org/10.1177/02783649209031>
17. Ebrahimi N., Bi C., Cappelleri D.J., et al. Magnetic actuation methods in bio/soft robotics // Advanced Functional Materials. 2021. 31(11). P. 2005137. <https://doi.org/10.1002/adfm.202005137>
18. Yang L., Jiang J., Gao X., et al. Autonomous environment-adaptive microrobot swarm navigation enabled by deep learning-based real-time distribution planning // Nature Machine Intelligence. 2022. 4(5). P. 480-493. <https://doi.org/10.1038/s42256-022-00482-8>
19. Behrens M.R., Ruder W.C. Smart magnetic microrobots learn to swim with deep reinforcement learning // Advanced Intelligent Systems. 2022. 4(10). P. 2200023. <https://doi.org/10.1002/aisy.202200023>
20. Xu J., Wu T., Zhang Y. Soft microrobots in microfluidic applications // Biomedical Materials & Devices. 2023. 1(2). P. 1028-1034. <https://doi.org/10.1007/s44174-023-00071-2>

References

1. Nguyen K.T., Go G., Jin Z., et al. A magnetically guided self-rolled microrobot for targeted drug delivery, real-time X-Ray imaging, and microrobot retrieval. *Advanced Healthcare Materials*. 2021; 10(6): 2001681. <https://doi.org/10.1002/adhm.202001681>
2. Ullrich F., Bergeles C., Pokki J., et al. Mobility experiments with microrobots for minimally invasive intraocular surgery. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2013; 54(4): 2853–2863. <https://doi.org/10.1167/iovs.12-11176>
3. Ergeneman O., Bergeles C., Kummer M.P., et al. Wireless intraocular microrobots: Opportunities and challenges. *Surgical Robotics: Systems Applications and Visions*. 2010; 271-311. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1126-1_13
4. Arcese L., Fruchard M., Ferreira A. Adaptive controller and observer for a magnetic microrobot. *IEEE Transactions on Robotics*. 2013; 29(4): 1060-1067. <https://doi.org/10.1109/TRO.2013.2257581>
5. Xie M., Zhang W., Fan C., et al. Bioinspired soft microrobots with precise magneto-collective control for microvascular thrombolysis. *Advanced Materials*. 2020; 32(26): 2000366. <https://doi.org/10.1002/adma.202000366>
6. Pries A.R., Secomb T.W., Gaehtgens P. Biophysical aspects of blood flow in the microvasculature. *Cardiovascular Research*. 1996; 32(4): 654-667. [https://doi.org/10.1016/S0008-6363\(96\)00065-X](https://doi.org/10.1016/S0008-6363(96)00065-X)
7. Lomax H., Pulliam T.H., Zingg D.W. Fundamentals of computational fluid dynamics. *Applied Mechanics Reviews*. 2002; 55(4): B61-B67. <https://doi.org/10.1115/1.1483340>
8. Yang Z., Zhang L. Magnetic actuation systems for miniature robots: A review. *Advanced Intelligent Systems*. 2020; 2(9): 2000082. <https://doi.org/10.1002/aisy.202000082>
9. Malchikov A.V., Jatsun S.F., Ryapolov P.A., et al. An experimental stand for studying the motion of magnetically active objects under the influence of the magnetic field of a movable magnet. *Robotics and Technical Cybernetics*. 2024; 12(4): 270-279. <https://doi.org/10.31776/RTCJ.12401>
10. Malchikov A., Jatsun S., Ryapolov P. Contactless Motion Control System for Magnetoactive Micro-Objects. *2025 International Russian Automation Conference (RusAuto-Con)*. 2025; 631-636. <https://doi.org/10.1109/RusAutoCon65989.2025.11177342>
11. Malchikov A.V., Yatsun S.F., Ryapolov P.A., et al. Studying the controlled motion of a magnetically active object in a viscous medium. *Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics*. 2025; 89(7): 1111-1117. <https://doi.org/10.1134/S106287382571178X>
12. Kim Y., Zhao X. Magnetic soft materials and robots. *Chemical Reviews*. 2022; 122(5): 5317-5364. <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.1c00481>
13. Wu Z., Li L., Yang Y., et al. Medical micro/nanorobots in complex media. *Chemical Society Reviews*. 2020; 49(22): 8088-8112. <https://doi.org/10.1039/D0CS00309C>

14. Aziz A., Pena-Francesch A., Jung I., et al. Medical imaging of microrobots: Toward in vivo applications. *ACS Nano*. 2020; 14(9): 10865-10893. <https://doi.org/10.1021/acsnano.0c05530>
15. Hu C., Pané S., Nelson B.J. Soft micro-and nanorobotics. *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems*. 2018; 1(1): 53-75. <https://doi.org/10.1146/annurev-control-060117-104947>
16. Dong X., Sitti M. Controlling two-dimensional collective formation and cooperative behavior of magnetic microrobot swarms. *The International Journal of Robotics Research*. 2020; 39(5): 617-638. <https://doi.org/10.1177/02783649209031>
17. Ebrahimi N., Bi C., Cappelleri D.J., et al. Magnetic actuation methods in bio/soft robotics. *Advanced Functional Materials*. 2021; 31(11): 2005137. <https://doi.org/10.1002/adfm.202005137>
18. Yang L., Jiang J., Gao X., et al. Autonomous environment-adaptive microrobot swarm navigation enabled by deep learning-based real-time distribution planning. *Nature Machine Intelligence*. 2022; 4(5): 480-493. <https://doi.org/10.1038/s42256-022-00482-8>
19. Behrens M.R., Ruder W.C. Smart magnetic microrobots learn to swim with deep reinforcement learning. *Advanced Intelligent Systems*. 2022; 4(10): 2200023. <https://doi.org/10.1002/aisy.202200023>
20. Xu J., Wu T., Zhang Y. Soft microrobots in microfluidic applications. *Biomedical Materials & Devices*. 2023; 1(2): 1028-1034. <https://doi.org/10.1007/s44174-023-00071-2>

Информация об авторах / Information about the Authors

Яцун Сергей Фёдорович, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: teormeh@inbox.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7420-0772>

Мальчиков Андрей Васильевич, кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: zveroknnp@gmail.com, ORCID: <http://orcid.org/0000-0003-2902-1721>, ResearcherID N-8856-2016

Караськов Всеволод Александрович, студент кафедры механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: teormeh@inbox.ru

Sergey F. Yatsun, Dr. of Sci. (Engineering), Professor, Head of Mechanics, Mechatronics and Robotics Department, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: teormeh@inbox.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7420-0772>

Andrey V. Mal'chikov, Cand. of Sci. (Engineering), Associate Professor, Associate Professor of Mechanics, Mechatronics and Robotics Department, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: zveroknnp@gmail.com, ORCID: <http://orcid.org/0000-0003-2902-1721>, ResearcherID N-8856-2016

Vsevolod A. Karas'kov, Student of Mechatronics and Robotics Department, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: teormeh@inbox.ru