

УДК 615.47:007.52:550.8.056:537.6

EDN: GQGPEY

© Д. А. Горячкин, С. А. Никитин, Д. К. Серов, А. Ю. Тамм, 2026

## РАЗРАБОТКА КОМПЬЮТЕРНОЙ МОДЕЛИ ДВИЖЕНИЯ МИКРОРОБОТА В ВЯЗКОЙ ЖИДКОСТИ ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ МАГНИТНОГО ПОЛЯ И РЕЗУЛЬТАТЫ ЕЕ ПРИМЕНЕНИЯ

Современная медицинская робототехника уделяет большое внимание разработке подходов к созданию управляемых магнитным полем миниатюрных робототехнических устройств, предназначенных для проведения диагностики, терапевтических воздействий и малотравматичных хирургических операций внутри тела пациента. В настоящей работе представлена компьютерная модель, описывающая особенности движения простейшего микроробота, выполненного в виде тонкого плоского диска, а также продемонстрированы результаты ее тестовых применений в нескольких экспериментальных конфигурациях.

*Ключевые слова:* микроробот, инвазивное миниатюрное робототехническое устройство, магнитное поле

### ВВЕДЕНИЕ

Современная медицинская робототехника уделяет большое внимание разработке подходов к созданию миниатюрных робототехнических устройств (робота-помощника, или полностью автономного инвазивного устройства), предназначенных для проведения диагностики, терапевтических воздействий и малотравматичных хирургических операций внутри тела пациента [1–3]. Для проведения необходимых операций данные миниатюрные инвазивные робототехнические устройства (например, капсульного типа) должны управляемым образом передвигаться по внутренним органам и системам тела пациента.

Как показано в литературе [4, 5], наиболее перспективным и универсальным способом для организации такого передвижения представляется использование магнитного поля. Действительно, применение магнитного поля в различных модификациях в качестве движителя микроробота имеет ряд несомненных и уникальных преимуществ. К ним относятся проницаемость естественных тканей и органов для статических и низкочастотных магнитных полей, возможность дистанционного применения, отсутствие какого-либо неблагоприятного воздействия на биологические системы и, наконец, простота управления и модуляции параметров магнитного поля в широком диапазоне величин.

В работе [6] приведена статистика публикационной активности в мире по тематике медицинской робототехники в инженерных и медицинских

журналах за период с 1990 по 2020 г. Видно, что количество публикаций интенсивно растет из года в год, а их наибольшее количество (до 350 статей в 2020 году) относится именно к магнитоуправляемым роботам.

Поскольку средами движения миниатюрного робота являются различные биологические ткани с переменной плотностью, важнейшей задачей для выработки и синтеза алгоритмов управления движением робототехнического устройства является разработка компьютерных моделей как самих сред, так и их взаимодействия с миниатюрным инвазивным роботом при его движении.

Отметим, что проблема компьютерного моделирования биологических тканей, достаточно широко рассматривалась в научной литературе (см., в частности, [7, 8]), однако, как правило, не применительно к медицинской робототехнике. В рамках настоящей работы предпринята попытка разработки компьютерной модели, демонстрирующей особенности движения простейшего инвазивного устройства, выполненного в виде тонкого плоского диска, в поле постоянного магнита, а также продемонстрированы результаты ее тестовых применений в нескольких экспериментальных конфигурациях.

### ОПИСАНИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ МОДЕЛИ

Компьютерная модель в целом состоит из трех основных блоков, взаимодействие между которыми иллюстрируется на блок-схеме рис. 1.



Рис. 1. Взаимодействие основных блоков математической модели

Для гидродинамического блока разработана компьютерная модель вязкой внешней среды, описывающая ее взаимодействие с инвазивным устройством. Модель выполнена в трехмерной постановке, подчиняется уравнениям Навье — Стокса и использует метод конечных объемов. Разбиение на ячейки происходит с использованием пристеночных слоев, окружающих инвазивное устройство. Пространство, окружающее устройство, считается ограниченным стенками (см. рис. 2), за исключением открытой верхней поверхности, которая представлена условием контакта вязкой внешней жидкости с атмосферой. Данное упрощение не влияет на поведение инвазивного устройства, однако значительно увеличивает стабильность и скорость сходимости гидродинамической задачи.

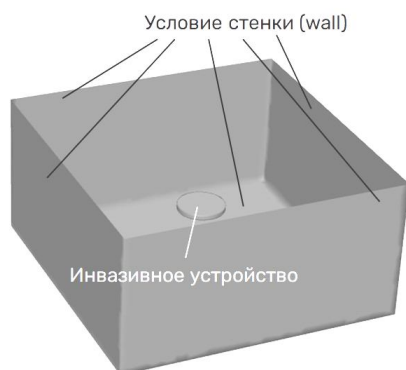


Рис. 2. Граничные условия для гидродинамической задачи

В результате решения гидродинамической задачи выводится информация о силах сопротивления перемещению инвазивного устройства со стороны жидкости. Как будет описано ниже, предусмотрена возможность изменения геометрии (расширение расчетной области) и материала внешней среды (вакуум, вода, пропиленгликоль).

Для разработки блока компьютерной модели, описывающей действие внешнего магнитного поля, использована параметрическая модель инвазивного устройства, по форме представляющего собой диск, движущийся в поле постоянного магнита. Геометрия модели в трехмерной постановке представлена на рис. 3.

В основном количестве расчетов высота инвазивного устройства составляла 1 мм, радиус — 5 мм, масса диска составляла 0.617 г. В качестве материала применялась высокопластичная конструкционная сталь с низким содержанием углерода (0.05–0.15%).

Исходное расстояние по оси  $Z$  от поверхности диска до поверхности постоянного магнита составляло от 20 до 50 мм. В качестве материала постоянного магнита применялся Nd-Fe-B, магнит с высотой 10 мм и диаметром, значительно превышающим диаметр инвазивного устройства, так что вектор магнитного поля считался направленным только вдоль вертикальной оси. Таким образом, движение объекта происходило в однородном и постоянном магнитном поле при напряженности порядка  $(6-10) \cdot 10^5$  А/м и магнитной индукции от 2.5 до 3 Тл.

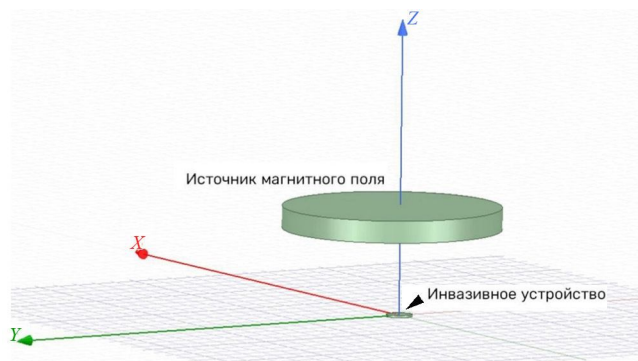


Рис. 3. Геометрия модели

Модель подчиняется уравнениям Максвелла и выполнена с использованием метода конечных элементов. Разбиение расчетной области на конечные элементы происходит перед началом решения задачи. В результате решения магнитной задачи выводится информация о силовом воздействии на устройство со стороны магнитного поля. Размеры диска, его положение относительно магнита, скорость перемещения магнита в пространстве являются параметрами модели и могут быть изменены в последующих расчетах.

Третий блок компьютерной модели (см. рис. 1) предназначен для вычисления суммарных силовых воздействий на объект со стороны вязкой окружающей среды и внешнего магнитного поля, полученных в результате предыдущих расчетов. Блок принимает на вход данные по временному шагу, начальным скоростям, вычисленным на предыдущей итерации, положению инвазивного устройства, а также силам и моментам, действующим на устройство, вычисленным в процессе решения магнитной и гидродинамической задач. Далее производятся вычисление трансляционных и угловых скоростей и определение линейных перемещений и поворотов инвазивного устройства.

Полученные результаты служат основой для перестроения геометрии расчетной области для следующей итерации магнитной задачи, а также для определения начальных скоростей диска для следующей итерации гидродинамической задачи. Таким образом, реализуется алгоритм, представленный на рис. 1.

#### РЕЗУЛЬТАТЫ РЕШЕНИЯ ТЕСТОВЫХ ЗАДАЧ

Для демонстрации работоспособности модели ниже рассмотрены результаты решения ряда тестовых задач.

В простейшей из них рассматривалось притягивание модели инвазивного устройства к неподвижному источнику магнитного поля в вакууме в отсутствие действия гравитационных сил. Для

обеспечения подобной постановки силы сопротивления, действующие на диск, и силы гравитации принудительно приравнялись к нулю на каждой итерации. Таким образом, на инвазивное устройство действовали только силы от взаимодействия с магнитным полем. Шаг по времени составлял 0.01 с.

Исходное положение инвазивного устройства находилось на расстоянии 50 мм от магнита по оси Z и для общности было смещено по оси X на 20 мм от центра. На рис. 4 иллюстрируются несколько промежуточных результатов решения. Так, на 10-й итерации (см. рис. 4, а) диск, захваченный магнитным полем, сместился по оси Z почти на 2 мм за первые 0.1 с (вертикальная составляющая силы составляла при этом величину, равную  $2 \cdot 10^{-4}$  Н). Кроме этого, устройство приобрело угловую скорость вращения вокруг оси Y, равную 4.75 рад/с, и начало поворачиваться вокруг этой оси.

На 25-й итерации (см. рис. 4, б) инвазивное устройство за 0.25 с приблизилось к источнику

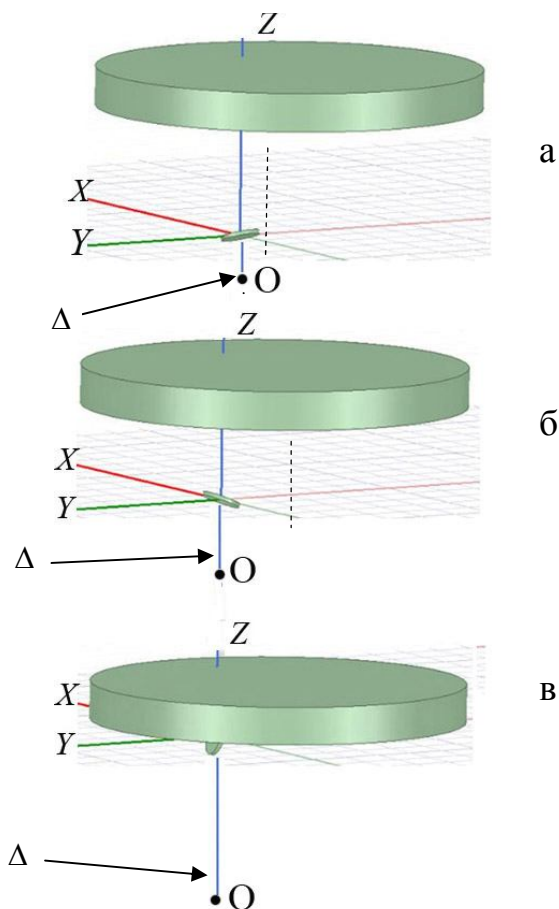


Рис. 4. Состояние объекта на 10-й (а), 25-й (б) и 36-й (в) итерациях.

Δ — смещение объекта по Z из O за время итераций, штриховые линии проецируют центр магнита на ось X

магнитного поля на 13.5 мм и приобрело линейную скорость по оси  $Z$ , равную 0.13 м/с. Угловая скорость поворота вокруг оси  $Y$  поменяла направление на противоположное, но кроме этого, возникло вращение объекта вокруг оси  $X$  с угловой скоростью до 7.6 рад/с.

Далее диск с ускорением приближается к источнику магнитного поля и через 0.3 с от начала расчета проходит расстояние по вертикальной оси, равное 22 мм. На данном шаге угловые скорости во всех направлениях значительны, из-за чего инвазивное устройство вращается во всех плоскостях. По мере приближения к источнику магнитного поля сила, действующая на диск, возрастает.

На рис. 4, в, продемонстрирована заключительная 36-я итерация расчета. Инвазивное устройство приобрело линейную скорость по  $Z$  0.5 м/с и почти вплотную приблизилось к поверхности источника магнитного поля. Также имеет место смещение модели по оси  $X$  от исходного значения 20 до 33.5 мм.

На рис. 5 представлен график зависимости расстояния, пройденного диском по оси  $Z$ , от времени. Видно, что форма кривой близка к параболе, и объект притягивается к магниту с ускорением, что соответствует условиям отсутствия учета гравитации и сил сопротивления окружающей среды. На рис. 6 представлен график зависимости угловых скоростей поворотов объекта вокруг осей  $X$ ,  $Y$  и  $Z$  в зависимости от времени.

Факт наличия вращения модели вокруг поперечных осей при отсутствии гравитации и сил гидродинамического сопротивления может быть связан с несимметричностью граничных условий в постановке первой задачи (см. рис. 4), что в дальнейшем подтвердилось отсутствием вращения модели в полностью симметричной геометрии опыта.

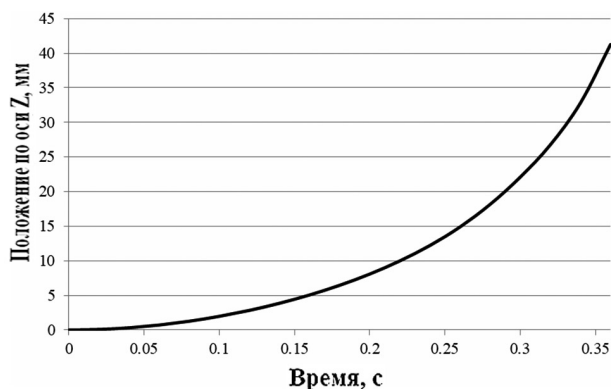


Рис. 5. Зависимость перемещения диска от времени в вакууме

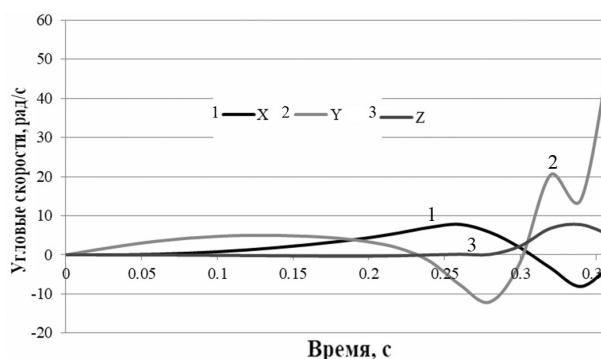


Рис. 6. Зависимость угловых скоростей поворотов диска от времени

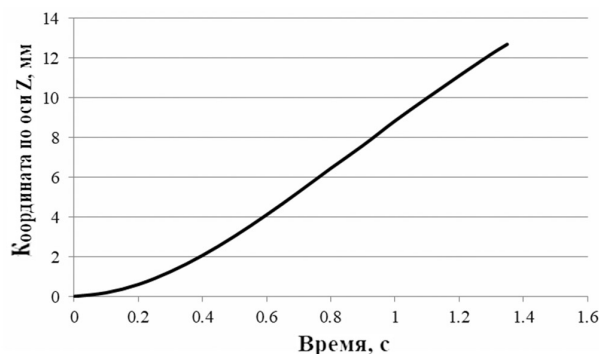
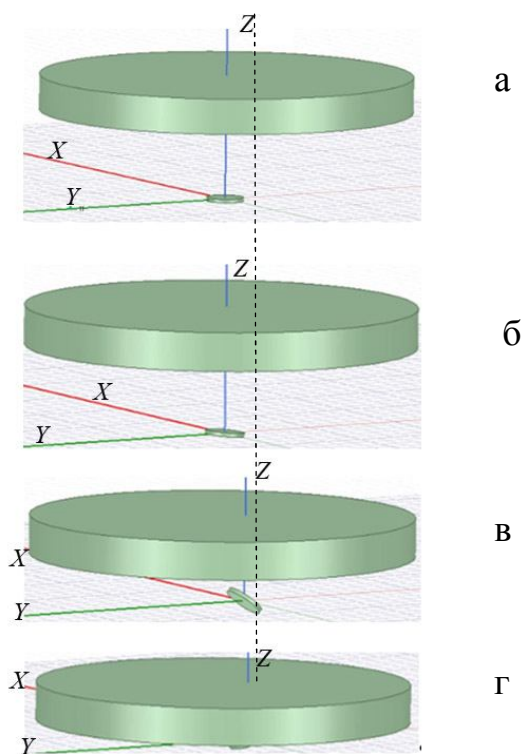


Рис. 7. Зависимость перемещения диска в воде от времени

Во второй тестовой задаче рассматривалось притягивание диска к неподвижному магниту в воде без учета гравитации, т.е. добавлялось решение гидродинамической задачи и силы сопротивления жидкости. На рис. 7 показано изменение координаты  $Z$  объекта в зависимости от времени. Видно, что появление сил сопротивления жидкости привело к более медленному притягиванию объекта к магниту, причем на основной части траектории инвазивное устройство поднимается вверх с постоянной скоростью. Вращение устройства отсутствовало.

Дальнейшие усложнения условий тестовой задачи — учет гравитации, применение более вязкой жидкости (пропиленгликоль) и учет движения источника магнитного поля, показали, что вследствие увеличения силы сопротивления для сходимости модели необходимо было увеличить силу магнитного поля, уменьшить шаг решения задачи до 0.0001 с и расширить размеры расчетной области. Некоторые результаты, полученные в рассматриваемой задаче, показаны ниже.



**Рис. 8.** Притягивание объекта к движущемуся магниту в пропиленгликоле с учетом гравитации на 0-й (а), 15-й (б), 20-й (в) и 30-й (г) итерациях. Штрих-вертикаль позволяет воспринять поперечное смещение магнита

Плотность пропиленгликоля принималась равной  $1036.3 \text{ кг/м}^3$ , а вязкость —  $0.06 \text{ кг/(м·с)}$ . В данной задаче источник магнитного поля имеет скорость по оси  $Y$ , равную  $0.01 \text{ м/с}$ , а исходное расстояние от диска до магнита по оси  $Z$  составляло  $25 \text{ мм}$  (см. рис. 8, а).

На 15-й итерации (см. рис. 8, б) становится заметным момент вращения вокруг оси  $X$ , в связи с чем начинается поворот инвазивного устройства. Линейная скорость по оси  $Z$  на данный момент времени достигает  $0.6 \text{ м/с}$ . На 20-й итерации (рис. 8, в) диск ускоряется, достигая скорости почти  $1 \text{ м/с}$  в направлении  $Z$ , увеличивается и угловая скорость вращения вокруг оси  $X$ . На момент 20-й итерации инвазивное устройство поднялось на  $4 \text{ мм}$ . Еще через 10 итераций его скорость несколько уменьшилась, и оно достигло поверхности источника магнитного поля (см. рис. 8, г).

Таким образом, по результатам решения тестовых задач можно заключить, что модель взаимодействия инвазивного устройства, источника магнитного поля, окружающей вязкоупругой среды работает корректно и позволяет прогнозировать движение инвазивного устройства под управлением магнитного поля.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В процессе проведения исследований разработаны компьютерные модели, описывающие действия сил на модель робототехнического устройства со стороны магнитного поля и со стороны внешней вязкой жидкости, имитирующей биологические ткани. В процессе расчета выводится подробная информация о силах, моментах, скоростях и положениях устройства в трехмерном пространстве с учетом гравитации.

Модель позволяет производить выбор характеристик материала и размеров робототехнического устройства, параметров источника магнитного поля, характеристик внешней среды, исходного положения устройства относительно магнита. Кроме этого, разработанная система предоставляет возможность моделировать движущийся источник магнитного поля.

Приведены результаты решения нескольких простейших тестовых задач с последовательным усложнением условий эксперимента, подтверждающие работоспособность моделей и управляющих ими программ.

Приведенные результаты носят предварительный характер, но открывают возможности для решения более сложных и приближенных к практике задач магнитного управления миниатюрным робототехническим устройством и, в принципе, позволяют сформировать требования к техническим и функциональным характеристикам аппаратных средств для генерации магнитного поля при решении задач медицинской робототехники.

## Финансирование

Результаты получены в рамках выполнения государственного задания Минобрнауки России № 075-00558-26-00 от 12.01.2026 1024061000024-6-2.2.2;3.2.11 "Исследование способов построения медицинского модульного манипуляционного комплекса, предназначенного для проведения диагностики, терапевтических воздействий и малотравматичных хирургических операций с применением инвазивных устройств, управляемых внешним магнитным полем (FNRG-2025-0022)".

## СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Medical Robots Market Overview: Latest Innovations and Forecast. URL: <https://www.precedenceresearch.com/medical-robots-market> (дата обращения: 01.09.2025)
2. Zheng L., Guo S., Kawanishi M. Magnetically controlled multifunctional capsule robot for dual-drug delivery // IEEE Systems Journal. 2022. Vol. 16, no. 4. P. 413–6424. DOI: 10.1109/JSYST.2022.3145869
3. Gervasoni S., Lussi J., Viviani S., et al. Magnetically assisted robotic fetal surgery for the treatment of spina

- bifida // IEEE Transactions on Medical Robotics and Bio-nics. 2022. Vol. 4, no. 1. P. 85–93.  
DOI: 10.3929/TMRB.2022.3146351
4. Nelson B.J., Gervasoni S., Chiu P.W.Y., Zhang L., Zemmar A. Magnetically actuated medical robots: An in vivo perspective // Proc. IEEE. 2022. Vol. 110, no. 7. P. 1028–1037.  
DOI: 10.1109/JPROC.2022.3165713
5. Zhou H., Mayorga-Martinez C.C., Pané S., Zhang L.L., Pumera M.M. Magnetically driven micro and nanorobots // Chemical Reviews. 2021. Vol. 121, no. 8. P. 4999–5041. DOI: 10.1021/acs.chemrev.0c01234
6. Dupont P.E., Nelson D.J., Goldfarb M., et al. A decade retrospective of medical robotics research from 2010 to 2020 // Science robotics. 2021. Vol. 6, no. 60. P. 8017–8033. DOI: 10.1126/scirobotics.abi8017
7. Федоров А.Е., Лохов В.А. О применении теории вязкоупругости в эстетической хирургии // Российский журнал биомеханики. 2003. Т. 7, № 4. С. 32–43.  
URL: <https://sciup.org/146215779>
8. Mousavi S.A., Mohammad N.A., Pascal P., et al. Finite element analysis of biomechanical interactions of a subcutaneous suspension suture and human face soft-tissue: a cadaver study // BioMedical Engineering OnLine. 2023. Vol. 22, no. 1. P. 1–12. DOI: 10.1186/s12938-023-01144-5

**Федеральное государственное автономное научное учреждение «Центральный научно-исследовательский и опытно-конструкторский институт робототехники и технической кибернетики», г. Санкт-Петербург, Российская Федерация**

Контакты: Горячкин Дмитрий Алексеевич,  
d.goryachkin@rtc.ru

Материал поступил в редакцию 29.05.2026

# DEVELOPMENT OF A COMPUTER MODEL OF MOVING MICROROBOT IN VISCOUS LIQUID UNDER ACTION OF MAGNETIC FIELD AND RESULTS OF ITS MODEL APPLICATION

**D. A. Goryachkin, S. A. Nikitin, D. K. Serov, A. Yu. Tamm**

*Federal State Autonomous Scientific Institution "Central Research and Development Institute of Robotics and Technical Cybernetics", Saint-Petersburg, Russia*

Modern medical robotics places significant emphasis on developing approaches to creating magnetically controlled miniature robotic devices designed for diagnostics, therapeutic interventions, and minimally invasive surgical procedures inside the patient's body. This paper develops and describes a computer model for the motion of a simplest microrobot, shaped like a thin flat disk, and demonstrates the results of its test applications in several experimental configurations.

**Keywords:** microrobot, invasive miniature robotic device, magnetic field

## REFERENCES

1. *Medical Robots Market Overview: Latest Innovations and Forecast*. URL: <https://www.precedenceresearch.com/medical-robots-market> (request date: 01.09.2025)
2. Zheng L., Guo S., Kawanishi M. Magnetically controlled multifunctional capsule robot for dual-drug delivery. *IEEE Systems Journal*, 2022, vol. 16, no. 4, pp. 6413–6424. DOI: 10.1109/JSYST.2022.3145869
3. Gervasoni S., Lussi J., Viviani S., et al. Magnetically assisted robotic fetal surgery for the treatment of spina bifida. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 2022, vol. 4, no. 1, pp. 85–93. DOI: 10.3929/TMRB.2022.3146351.
4. Nelson B.J., Gervasoni S., Chiu P.W.Y., Zhang L., Zemar A. Magnetically actuated medical robots: An in vivo perspective. *Proc. IEEE*, 2022, vol. 110, no. 7, pp. 1028–1037. DOI: 10.1109/JPROC.2022.3165713
5. Zhou H., Mayorga-Martinez C.C., Pané S, Zhang L.L., Pumera M.M. Magnetically driven micro and nanorobots. *Chemical Reviews*, 2021, vol. 121, no. 8, pp. 4999–5041. DOI: 10.1021/acs.chemrev.0c01234
6. Dupont P.E., Nelson D.J., Goldfarb M., et al. A decade retrospective of medical robotics research from 2010 to 2020. *Science robotics*, 2021, vol. 6, no. 60, pp. 8017–8033. DOI: 10.1126/scirobotics.abi8017
7. Fedorov A.E., Lokhov V.A. [On the Application of Theory of Viscoelasticity in Aesthetic Surgery]. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki* [Russian Journal of Biomechanics], 2003, vol. 7, no. 4, pp. 32–43. URL: <https://sciup.org/146215779> (In Russ.)
8. Mousavi S.A., Mohammad N.A., Pascal P., et al. Finite element analysis of biomechanical interactions of a subcutaneous suspension suture and human face soft-tissue: a cadaver study. *BioMedical Engineering OnLine*, 2023, vol. 22, no. 1, pp. 1–12. DOI: 10.1186/s12938-023-01144-5

Contacts: *Goryachkin Dmitri Alekseevich*,  
d.goryachkin@rtc.ru

The article was received by the editorial office on 29.05.2026

## INTRODUCTION

Modern medical robotics devotes considerable attention to developing approaches to creating miniature robotic devices (robot assistants or fully autonomous invasive devices) designed for diagnostics, therapeutic interventions, and minimally invasive surgical procedures within the patient's body [1–3]. To perform the necessary surgeries, these miniature invasive robotic devices (e.g., capsule-type) must be able to move in a controlled manner within the patient's internal organs and body systems.

As demonstrated in the literature [4, 5], the most promising and universal method for organizing such movement appears to be the use of a magnetic field. Indeed, the use of a magnetic field in various modifications as a microrobot propulsion device offers a number of undeniable and unique advantages. These include the permeability of natural tissues and organs to static and low-frequency magnetic fields, the possibility of remote application, the absence of any adverse effects on biological systems, and, finally, the ease of control and modulation of magnetic field parameters over a wide range of values.

The paper [6] provides statistics on worldwide publication activity on medical robotics in engineering and medical journals for the period from 1990 to 2020. It is evident that the number of publications is growing rapidly year after year, and the largest number (up to 350 articles in 2020) relate specifically to magnetically controlled robots.

Since the motion environments of a miniature robot are various biological tissues with variable density, a critical task in developing and synthesizing algorithms for controlling the motion of a robotic device is the development of computer models of both the media themselves and their interaction with the miniature invasive robot during its movement.

It should be noted that the problem of computer modeling of biological tissues has been widely considered in the scientific literature (see, in particular, [7, 8]), however, as a rule, not in relation to medical robotics. In this study, an attempt was made to develop a computer model demonstrating the motion characteristics of a simple invasive device, designed as a thin flat disk, in the field of a permanent magnet, and the results of its test applications in several experimental configurations are also presented.

## DESCRIPTION OF THE COMPUTER MODEL

The computer model consists of three main blocks, the interaction between them is illustrated in the block diagram in Fig. 1.

A computer model of a viscous external medium was developed for the hydrodynamic unit, describing its interaction with the invasive device. The model is

**Fig. 1.** Interaction of main units of mathematical model

made in three dimensions, obeys the Navier – Stokes equations, and utilizes the finite volume method. Cell division is performed using wall layers surrounding the invasive device. The space surrounding the device is considered bounded by the walls (see Fig. 2), with the exception of the open upper surface, which is represented by the condition of contact between the viscous external fluid and the atmosphere. This simplification does not affect the behavior of the invasive device but significantly improves the stability and convergence rate of the hydrodynamic problem.

**Fig. 2.** Boundary conditions for the hydrodynamic problem

As a result of solving the hydrodynamic problem, information is obtained about the resistance forces to the movement of the invasive device from the liquid. As described below, the geometry (expanding the computational domain) and the material of the external medium (vacuum, water, propylene glycol) can be modified.

To develop the computer model block describing the action of an external magnetic field, a parametric model of the invasive device was used. The 3D geometry of the model is shown in Fig. 3.

**Fig. 3.** Model geometry

In most simulations, the invasive device height was 1 mm, the radius was 5 mm, and the disk mass was 0.617 g. Highly ductile structural steel with a low carbon content (0.05–0.15%) was used as the material.

The initial distance along the Z axis from the disk surface to the surface of the permanent magnet ranged from 20 to 50 mm. The permanent magnet material was Nd-Fe-B, the magnet had a height of 10 mm and a diameter significantly larger than that of the invasive device, so the magnetic field vector was considered to be directed only along the vertical axis. Thus, the object moved in a uniform and constant magnetic field with a strength of approximately  $(6–10) \times 10^5$  A/m and a magnetic induction of 2.5 to 3 T.

The model obeys Maxwell's equations and was developed using the finite element method. The computational domain is divided into finite elements before solving the problem. Solving the magnetic problem yields information about the force exerted on the de-

vice by the magnetic field. The dimensions of the disk, its position relative to the magnet, and the speed of movement of the magnet in space are parameters of the model and can be changed in subsequent calculations.

The third block of the computer model (see Fig. 1) is designed to calculate the total force effects on the object from the viscous environment and the external magnetic field, obtained from previous calculations. This block receives input data on the time step, initial velocities calculated at the previous iteration, the position of the invasive device, and the forces and moments acting on the device and calculated during the solution of the magnetic and hydrodynamic problems. Next, the translational and angular velocities are calculated, and the linear displacements and rotations of the invasive device are determined.

The obtained results serve as the basis for rebuilding the geometry of the computational domain for the next iteration of the magnetic problem, as well as for determining the initial disk velocities for the next iteration of the hydrodynamic problem. Thus, the algorithm is shown in Fig. 1.

## RESULTS OF TEST PROBLEM SOLVING

The results of several test problems are presented below to demonstrate the model's performance.

The simplest of these concerned the attraction of an invasive device model toward a stationary magnetic field source in a vacuum in the absence of gravitational forces. To ensure this state, the drag forces acting on the disk and the gravitational forces were forcibly set to zero at each iteration. Thus, only the forces caused by the interaction with the magnetic field acted on the invasive device. The time step was 0.01 s.

The initial position of the invasive device was 50 mm from the magnet along the  $Z$  axis and, for generality, was shifted by 20 mm along the  $X$  axis from the center. Figure 4 illustrates several intermediate solution results. Thus, at the 10th iteration (see Fig. 4, a), the disk captured by the magnetic field shifted along the  $Z$ -axis by almost 2 mm in the first 0.1 s (the vertical component of the force was equal to  $2 \times 10^{-4}$  N). In addition, the device acquired an angular velocity of rotation around the  $Y$ -axis of 4.75 rad/s and began to rotate around this axis.

**Fig. 4.** The state of the object at the 10th (a), 25th (б), and 36th (B) iterations  
 $\Delta$  is the displacement of the object along  $Z$  from  $O$  during the iterations; the dashed lines project the magnet's center onto the  $X$  axis.

At the 25th iteration (see Fig. 4, б), the invasive device approached the magnetic field source by 13.5 mm in 0.25 s and acquired a linear velocity of 0.13 m/s along the  $Z$ -axis. The angular velocity of rotation around the  $Y$ -axis reversed its direction, but in addition, the object began to rotate around the  $X$ -axis with an angular velocity of up to 7.6 rad/s.

The disk then accelerates toward the magnetic field source and, after 0.3 seconds from the start of the calculation, travels a distance of 22 mm along the vertical axis. At this point, the angular velocities in all directions are significant, causing the invasive device to rotate in all planes. As it approaches the magnetic field source, the force acting on the disk increases.

Figure 4, B, shows the final, 36th calculation iteration. The invasive device has acquired a linear velocity of 0.5 m/s in the  $Z$  direction and has almost completely approached the surface of the magnetic field source. The model also shifts along the  $X$  axis from the initial value of 20 to 33.5 mm.

Figure 5 shows a graph of the distance traveled by the disk along the  $Z$  axis versus time.

**Fig. 5.** Dependence of disk displacement on time in a vacuum

It can be seen that the curve's shape is close to a parabola, and the object is attracted to the magnet with acceleration, which corresponds to conditions where gravity and environmental resistance are ignored. Figure 6 shows a graph of the angular velocities of the object's rotation around the  $X$ ,  $Y$ , and  $Z$  axes as a function of time.

**Fig. 6.** Dependence of the angular velocities of disk rotation on time

The presence of rotation of the model around the transverse axes in the absence of gravity and hydrodynamic drag forces may be due to the asymmetry of the boundary conditions in the formulation of the first problem (see Fig. 4), which was subsequently confirmed by the absence of rotation of the model in the fully symmetrical geometry of the experiment.

In the second test problem, the hydro-dynamic problem solution and the liquid's drag force were introduced to analyze the attraction of a disk to a stationary magnet in a liquid without accounting for gravity. Figure 7 shows the change in the  $Z$  coordinate of the object as a function of time. It is evident that the appearance of drag forces led to a slower attraction of the object to the magnet; the invasive

device rises at a constant speed along the main part of its trajectory. There was no rotation of the device.

**Fig. 7.** Dependence of disk displacement in water on time

Further complications in the test problem — taking gravity into account, using a more viscous fluid (propylene glycol), and accounting for the motion of the magnetic field source — revealed that, due to the increased drag force, convergence of the model required increasing the magnetic field strength, reducing the solution step to 0.0001 s, and expanding the computational domain. Some results obtained in this problem are shown below.

The density of propylene glycol was assumed to be 1036.3 kg/m<sup>3</sup>, and the viscosity was 0.06 kg/(m·s). In this problem, the magnetic field source has a *Y*-axis velocity of 0.01 m/s, and the initial distance from the disk to the magnet along the *Z*-axis is 25 mm (see Fig. 8, a).

**Fig. 8.** Attraction of an object to a moving magnet in propylene glycol, taking gravity into account, at iterations 0 (a), 15 (б), 20 (в), and 30 (г). The vertical dashed line allows us to perceive the magnet's displacement

At the 15th iteration (see Fig. 8, б), a rotational torque around the *X*-axis becomes noticeable and causes the invasive device to begin rotating. The linear velocity along the *Z*-axis at this point in time reaches 0.6 m/s. At the 20th iteration (Fig. 8, в), the disk accelerates, reaching a speed of almost 1 m/s toward *Z*; the angular velocity of rotation around the *X*-axis also increases. At the 20th iteration, the invasive device has risen by 4 mm. After another

10 iterations, its velocity has decreased slightly, and it has reached the surface of the magnetic field source (see Fig. 8, г).

Thus, based on the results of solving the test problems, it can be concluded that the model of interaction between the invasive device, the magnetic field source, and the surrounding viscoelastic medium operates correctly and allows us to predict the motion of the invasive device under the control of the magnetic field.

## CONCLUSION

During the research, computer models were developed that describe the effects of magnetic field forces and external viscous fluid simulating biological tissue on a robotic device. The calculations yield detailed information on the forces, moments, velocities, and positions of the device in three-dimensional space, taking gravity into account.

The model allows for the selection of the material characteristics and dimensions of the robotic device, magnetic field source parameters, environmental characteristics, and the initial position of the device relative to the magnet. Furthermore, the developed system provides the ability to simulate a moving magnetic field source.

The results of solving several simple test problems with progressively more complex experimental conditions are presented, confirming the operability of the models and their control programs.

These results are preliminary in nature, but they open up possibilities for solving more complex and practical problems of magnetic control of miniature robotic devices and, in principle, allow for the formulation of requirements for the technical and functional characteristics of hardware for generating magnetic fields for medical robotics applications.