

УДК 51-72, 51-74, 519.688

В. Г. Дружинин, В. А. Морозов

## **ТРЕХМЕРНАЯ МОДЕЛЬ, ОПИСЫВАЮЩАЯ ОТКЛОНЕНИЯ АСИММЕТРИЧНОЙ ИГЛЫ ПРИ ДВИЖЕНИИ В МЯГКИХ ТКАНЯХ**

### **1. Введение**

В наши дни роботы все больше заменяют ручной труд человека. Машины уже могут выполнять не только монотонные производственные действия, но и заменять человека в более сложных операциях. К примеру можно отнести выполнение медицинских операций, как мало инвазивных, так и полноценных операций. В настоящей статье рассматривается проведение операций брахитерапии рака предстательной железы (РПЖ). На сегодняшний день в ЦНИИ РТК разработан макет роботизированной системы «ОнкоРОБОТ») для проведения таких операций [1, 2]. Данная процедура проводится посредством внедрения микроисточников радиоизлучения в предстательную железу максимально близко к опухоли. Основная сложность заключается в подведении кончика иглы к целевой точке (опухоли) при проведении операции. Преимущества использования роботов по сравнению с традиционными методами заключаются в том, что роботизированный манипулятор способен обеспечить более высокую точность наведения инструмента чем человек, а также контролировать силовое воздействие, что позволяет рассчитывать не только на повышение качества освоенных в настоящее время операций, но и на создание базиса для разработки принципиально новых хирургических технологий. Другим важным преимуществом является отсутствие прямого контакта врача с радиоактивными источниками, что позволит обезопасить медицинский персонал от сопутствующего радиационного облучения. Из-за своих геометрических особенностей и прикладываемых нагрузок в процессе выполнения операции игла деформируется, что приводит к отклонению иглы от прямолинейного движения. В работе [3] приведен разбор этапов разработки данной модели приведен анализ существующих методов и подходов, представлена двухмерная модель, описывающая отклонение иглы при движении в тканях человека. В данной работе будет решена задача позиционирования иглы в системе координат Охуз, а также рассмотрены способы повышения точности модели. Управление движением иглы осуществляется путем поворота иглы вокруг своей оси. При этом кончик иглы поворачивается, а вместе с

ним и плоскость изгиба дуги, и тем самым изменяется направление дальнейшего движения. При введении иглы вдоль прямолинейной траектории ее необходимо постоянно поворачивать. Разработанную модель можно использовать для построения “МРС-регуляторов” – систем, работающих на основе предсказывающих моделей (Model predictive control). К примеру, в статье [4] показан ход разработки такой системы, только подход для проектирования модели использовался иной. В [4] авторы использовали уравнение Лагранжа для определения положения кончика иглы. Также условия эксперимента и сама игла значительно отличались от тех, которые были рассмотрены в данной статье.

## 2. Модель

### 2.1 Двумерная модель

Таким образом необходимо разработать модель, которая позволяет прогнозировать и корректировать движение иглы в тканях человека. В данной работе в качестве моделируемого объекта рассматривается стальная медицинская инъекционная игла длиной 100 мм, диаметром 1 мм с различными углами кончика (рисунок 1). Для построения модели рассмотрим уравнение равновесия сил при движении иглы [5]:

$$\vec{F}_{needle} = \vec{F}_t + \vec{F}_f + \vec{w}(x), \quad (1)$$

где  $\vec{F}_t$  – сила, действующая на кончик иглы,  $\vec{F}_f$  – сила трения,  $\vec{w}(x)$  – распределенная нагрузка,  $\vec{F}_{needle}$  – сила с которой внедряется игла.

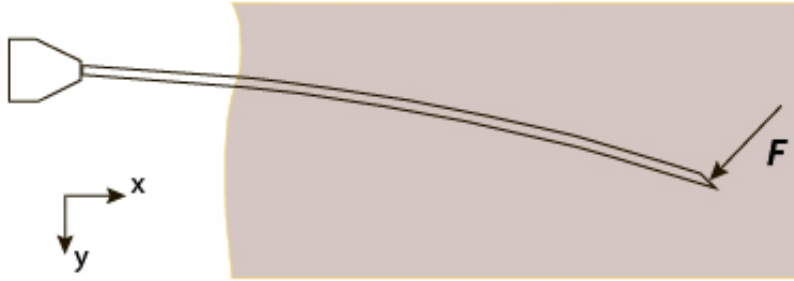


Рис. 1: Форма используемой иглы, F – сила реакции среды

В данной работе будет рассмотрена задача в следующей постановке:

$$\vec{F}_{needle} = \vec{F}_t. \quad (2)$$

Для решения поставленной задачи отклонение кончика и угол отклонения будем рассчитывать по формулам [5]:

$$y_n = Fl(t)^3/2EJ_x, \quad (3)$$

$$\theta = Fl(t)^2/2EJ_x, \quad (4)$$

где  $n$  — текущая итерация моделирования,  $y_n$  — отклонение кончика иглы, на текущем шаге времени,  $F$  — сила действующая на кончик иглы,  $J_x$  — осевой момент инерции,  $l(t)$  — длина иглы, находящаяся в тканях человека,  $t$  — время,  $E$  — модуль Юнга,  $\theta$  — угол отклонения.

Для моделирования внешней силы  $F$  при перемещении иглы в тканях человека будет использована сила лобового сопротивления:

$$F = C\rho v^2 S/2, \quad (5)$$

где  $C$  — коэффициент сопротивления,  $\rho$  — плотность,  $v$  — скорость перемещения иглы,  $S$  — характерная площадь тела,  $S = V^{(2/3)}$ , где  $V$  — объем тела.

Для расчета смещения иглы по выражениям (3) и (4) необходимо учитывать проекцию силы  $F$  на ось иглы. В данной постановке задачи по предложенным выражениям (3), (4), (5), будем рассчитывать отклонение итерационно, суммируя его с предыдущими шагами. Тем самым будет сохраняться отклонение на каждом шаге моделирования:

$$y_{all} = \sum_1^{n-1} y_n, \quad (6)$$

где  $n$  — текущая итерация моделирования,  $y_{all}$  — суммарное отклонение иглы при ее движении в тканях человека,  $y_n$  — отклонение кончика иглы, на текущем шаге времени.

## 2.2 Трехмерная модель

Для трехмерной модели используем систему координат, представленную на рисунке 2. В данном случае углом поворота будет считаться величина, на которую повернется плоскость среза иглы.

Для расчета координат положения кончика иглы воспользуемся следующими выражениями:

$$z_n = \begin{cases} y_n \sin(\gamma) & 0 \leq \gamma \leq \pi/2 \\ y_n \sin(\pi - \gamma) & \pi/2 \leq \gamma \leq \pi \\ -y_n \sin(\gamma - \pi) & \pi \leq \gamma \leq 3\pi/4 \\ -y_n \sin(2\pi - \gamma) & 3\pi/4 \leq \gamma \leq 2\pi \end{cases} \quad (7)$$

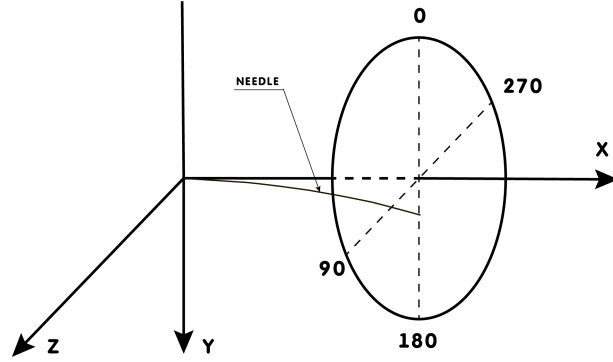


Рис. 2: Рассматриваемая система координат

$$z_{all} = \sum_{1}^n z_n, \quad (8)$$

$$y_k = \begin{cases} y_n \cos(\gamma) & 0 \leq \gamma \leq \pi/2 \\ -y_n \cos(\pi - \gamma) & \pi/2 \leq \gamma \leq \pi \\ -y_n \cos(\gamma - \pi) & \pi \leq \gamma \leq 3\pi/4 \\ y_n \cos(2\pi - \gamma) & 3\pi/4 \leq \gamma \leq 2\pi \end{cases} \quad (9)$$

$$y_{all} = \sum_{1}^k y_k, \quad (10)$$

где  $\gamma$  — угол, на который повернулась игла за время моделирования,  $z_{all}$  — компонента отклонения по оси Oz,  $y_{all}$  — компонента отклонения по оси Oy,  $y_n$  — отклонение за 1 такт выполнения модели.

Для расчета отклонения от оси Ox воспользуемся следующими выражением:

$$d_{all} = \sqrt{y_{all}^2 + z_{all}^2}, \quad (11)$$

где  $d$  — общее отклонение кончика игла от оси Ox.

Таким образом, на каждом шаге моделирования будет анализироваться угол, на который повернулась игла. Затем будет вычисляться отклонение

на данном шаге и переводиться в координаты. А из данных значений координат  $y$  и  $z$  вычисляется общее отклонение от оси  $Ox$ . Далее рассмотрены результаты моделирования и приведено сравнение с экспериментальными данными.

### 2.3 Расчет коэффициентов сопротивления

Решаемая задача является многопараметрической и зависит от нескольких переменных, а именно от поступательной и вращательной скоростей движения иглы в тканях. Необходимо найти такое решение чтобы различие между экспериментальными и расчетными данными было минимальным. Результаты моделирования по двухмерной модели с постоянным коэффициентом  $C$ , взятым из справочника, показали достаточно большие погрешности.

Исходя из этого, данный коэффициент будем представлять в виде некоторой функциональной зависимости от скорости перемещения иглы, построенной на основе экспериментальных данных. Данный подход позволил обеспечить минимальные погрешности при моделировании.

Далее рассмотрим коэффициенты для различных вращательных скоростей 0, 3, 4, 5 рад/сек.

Для вращательной скорости равной 0 рад/сек:

$$C = 2.2293 \cdot 10^{11}v^6 - 2.5517 \cdot 10^{10}v^5 + 1.788 \cdot 10^9v^4 - 2.8053 \cdot 10^7v^3 + 3.6420 \cdot 10^5v^2 - 2.4583 \cdot 10^3v + 7.4299. \quad (12)$$

Для вращательной скорости равной 3 рад/сек:

$$C = -6.1243 \cdot 10^{18}v^9 + 1.0095 \cdot 10^{18}v^8 - 7.2393 \cdot 10^{16}v^7 + 2.9601 \cdot 10^{15}v^6 - 7.5961 \cdot 10^{13}v^5 + 1.2673 \cdot 10^{12}v^4 - 1.3740 \cdot 10^{10}v^3 + 9.3490 \cdot 10^7v^2 - 3.6459 \cdot 10^5v + 634.2858. \quad (13)$$

Для вращательной скорости равной 4 рад/сек:

$$C = -5.5744 \cdot 10^{18}v^9 + 9.29 \cdot 10^{17}v^8 - 6.7439 \cdot 10^{16}v^7 + 2.7959 \cdot 10^{13}v^6 - 7.2889 \cdot 10^{13}v^5 + 1.2385 \cdot 10^{12}v^4 - 1.3720 \cdot 10^{10}v^3 + 9.5768 \cdot 10^7v^2 - 3.3892 \cdot 10^5v + 693.0468. \quad (14)$$

Для вращательной скорости равной 5 рад/сек:

$$C = -1.5127 \cdot 10^{19}v^9 + 2.4827 \cdot 10^{18}v^8 - 1.7730 \cdot 10^{17}v^7 + 7.2242 \cdot 10^{15}v^6 - 1.8491 \cdot 10^{14}v^5 + 3.082 \cdot 10^{12}v^4 - 3.3464 \cdot 10^{10}v^3 + 2.2881 \cdot 10^7v^2 - 9.0014 \cdot 10^5v + 1.5829 \cdot 10^3. \quad (15)$$

В таблице 1 представлены результаты расчетов коэффициентов для различных поступательных и вращательных скоростей по выражениям (12), (13), (14), (15).

Таблица 1: Коэффициенты лобового сопротивления

Линейная скорость, мм/с	Коэффициенты С			
	0 рад/с	2 рад/с	4 рад/с	5 рад/с
3	2,664938602	97,13340693	114,2592189	247,5463059
6	1,07169768	15,73135406	19,05791457	38,10638623
9	0,700671524	6,365846027	7,064884636	13,06272217
12	0,659327251	3,23079564	3,700963655	6,112620422
15	0,660593963	1,842929895	2,20407716	3,438567258
18	0,688335976	1,204554851	1,455901558	2,214430941
21	0,779838013	0,795031504	0,941747061	1,480803942
24	0,925302352	0,559047066	0,662773618	1,06863687
27	1,084357932	0,403247032	0,498425997	0,792121034
30	1,319581413	0,312718332	0,380221049	0,626483873

На рисунке 3 представлены графики полиномов по которым будем использовать далее для моделирования.

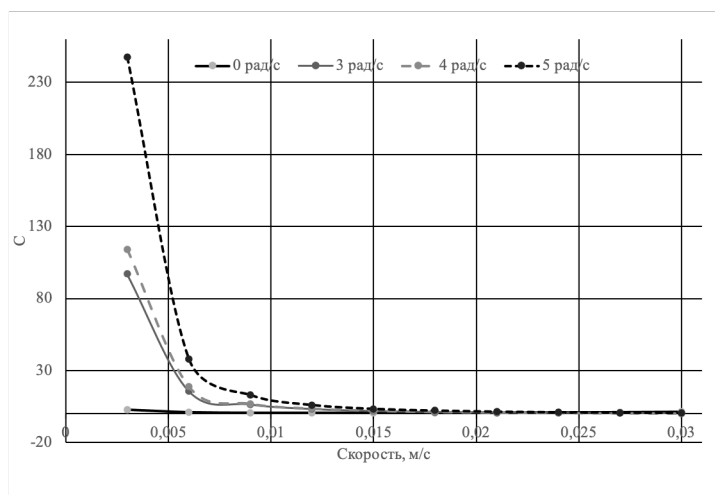


Рис. 3: Графики полиномов коэффициентов лобового сопротивления, С — коэффициент лобового сопротивления

### 3. Результаты моделирования

Моделирование проводилось для различных начальных значений. При моделировании использовались следующие поступательные скорости 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 24, 27, 30 мм/с. Рассматривались следующие вращательные скорости 0, 3, 4, 5 рад/с. Для различных вращательных скоростей использовались соответствующие полиномы для расчета коэффициента лобового сопротивления. Далее в таблице 2 будут приведены результаты моделирования, а в таблице 3 погрешности моделирования.

Таблица 2: Отклонение иглы от прямолинейного движения

Линейная скорость, мм/с	Отклонение, мм			
	0 рад/с	2 рад/с	4 рад/с	5 рад/с
3	0,10	0,17	0,15	0,26
6	0,16	0,22	0,20	0,32
9	0,24	0,30	0,25	0,37
12	0,40	0,36	0,31	0,41
15	0,62	0,40	0,36	0,45
18	0,93	0,45	0,41	0,50
21	1,43	0,47	0,42	0,53
24	2,22	0,49	0,44	0,57
27	3,29	0,50	0,47	0,60
30	4,94	0,53	0,49	0,65

Таблица 3: Погрешности моделирования при различных начальных значениях

Линейная скорость, мм/с	Погрешности, мм			
	0 рад/с	2 рад/с	4 рад/с	5 рад/с
3	3,39535E-05	3,649E-12	3,2813E-11	3,2824E-11
6	0,000751748	3,0936E-11	3,0604E-11	1,0628E-11
9	0,00353867	1,4533E-11	2,0709E-11	1,21036E-10
12	0,005459973	3,7398E-11	3,5889E-11	9,07996E-12
15	0,000964453	2,1043E-11	7,7041E-11	3,5731E-11
18	0,001586994	1,76523E-10	1,06911E-10	7,3985E-11
21	0,008611155	1,84547E-10	1,69734E-10	4,9724E-11
24	0,017577759	2,34639E-10	7,6203E-11	3,101E-11
27	0,01185293	5,94109E-10	5,815E-10	6,5706E-11
30	0,002800275	4,77134E-10	7,68302E-10	3,32319E-10

Как видно из таблицы 3 погрешности при моделировании с использованием подобранных коэффициентах основных на результатах моделирования очень малы.

#### 4. Заключение

В ходе данной работы была разработана 2-х мерная и 3-х мерная модель описывающая отклонение медицинской инъекционной иглы от прямолинейного движения при движениях в тканях человека. Подобраны коэффициенты лобового сопротивления для проведения моделирования. Проведено моделирование при различных начальных условиях. Результаты моделирования с использованием рассчитанных коэффициентов отображают, что данная модель может использоваться в робототехнических системах для прогнозирования движения или использоваться для проектирования "МРС-регуляторов". Данная модель так же может быть использована для проведения виртуальных операций с инъекциями.

## Список литературы

- [1] Н.А. Грязнов, Г.С. Киреева, В.В. Харламов, К.Ю. Сенчик, Д.В. Новицкий, С.А. Никитин. Управление роботом для брахитерапии на основе информации ультразвукового датчика // Робототехника и техническая кибернетика. 1(10). 2016. С 67-71.
- [2] Н.А. Грязнов, Г.С. Киреева, В.В. Харламов, К.Ю. Сенчик, Д.В. Новицкий, С.А. Никитин. Перспективы использования оригинальной роботизированной системы для брахитерапии рака предстательной железы // Вестник хирургии им. И.И. Грекова. Том 176, выпуск 1. 2017. С 107-111.
- [3] Elliott D. M. Automated implantation system for radioisotope seeds // U.S. patent 6869390 B2 (22 March 2005).
- [4] Fichtinger G. System for robotically assisted prostate biopsy and therapy with intraoperative CT guidance // Acad. Radiol. – 2002. – Vol. 9. – P. 60–74.
- [5] В.Г. Дружинин, В.А. Морозов, С.А. Никитин, В.В. Харламов. Модель Отклонения медицинской иглы при движении в тканях человека //Российский журнал биомеханики выпуск 4 2018 С 459-472.