УДК 51-72, 51-74, 519.688

**МОДЕЛИРОВАНИЕ ДВИЖЕНИЯ ИГЛЫ В ТКАНИ ЧЕЛОВЕКА**

**В.Г. Дружинин1 2**

*1 Кафедра физической механики Санкт-Петербургского государственного университета, Россия, 199034, Санкт-Петербург, Университетская набережная дом 7-9, e-mail: vasily.dr.mob@gmail.com, v.morozov@spbu.ru   
2 Центральный научно-исследовательский и опытно-конструкторский иснститут робототехники и технической, Россия, 194064, Санкт-Петербург, Тихорецкий проспект, 21, e-mail:* *vasily.dr.mob@gmail.com, s.nikitin@rtc.ru*

В настоящее время в медицине для выполнения операций различной сложности широко применяются робототехнические комплексы. На сегодняшний день в ЦНИИ РТК разработан макет роботизированной системы «ОнкоРОБОТ» для брахитерапии рака предстательной железы (РПЖ) [1, 2]. Данная процедура проводиться посредством внедрения микроисточников радиоизлучения в предстательную железу максимально близко к опухоли. Основная сложность заключается в подведения кончика иглы к целевой точке (опухоли) при проведении операции.

Для обеспечения обратной связи во время работы системы предполагается использовать физико-математическую модель реального времени, которая позволит оценить возникающие отклонения иглы от прямолинейного движения непосредственно во время работы комплекса.

В данной работе представлена математическая модель, описывающая отклонение медицинской стальной инъекционной иглы при ее движении в фантоме мягких тканей (имитация тканей человека). Из-за своих геометрических особенностей и прилагаемых нагрузок в процессе выполнения операции игла деформируется, что приводит к отклонению иглы от прямолинейного движения.

Данная модель необходима для обеспечения корректировки работы роботизированной системы при проведении операций брахитерапии или схожих операций, где необходимо высокоточное позиционирование кончика иглы.

Совместив данный продукт с другими системами, можно будет прогнозировать более оптимальные точки для прокола при проведении операции, корректировать движение иглы для повышения точности. Отладив данную модель и дополнив ее моделью вязкоупругих тканей, можно будет моделировать процесс проведения операции в различных целях, к примеру, для обучения работников медицинской сферы.

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 введения иглы вдоль прямолинейной траектории ее необходимо поворачивать с требуемой угловой скоростью.

Для моделирования отклонения иглы при ее движении в тканях человека  
 в настоящее время используется достаточно большое количество подходов. В работе [3] моделирование проводилось с использованием неголономной кинематической модели. В работе [4] математическое моделирование оптимальной криволинейной траектории движения иглы осуществлялось с помощью алгоритмов планирования траектории. В работе [5] рассматривается несколько методов для моделирования движения иглы кинематический и  
механический.

В «классических» системах для процедур брахитерапии применяются исключительно обычные металлические прямые иглы. Исходя из этого, целесообразна разработка модели для описания отклонения стальной иглы при движении в тканях человека. В данной работе будет использован новый подход для описания сил, действующих на кончик такой иглы.

**Общая постановка задачи**

Необходимо разработать модель для определения положения кончика ассиметричной медицинской инъекционной иглы (рис. 1) в системе координат манипулятора *Oxyz* при поступательном и вращательном движении иглы.

**1**

Рис. 1. Форма используемой иглы.

Данная задача является объемной и междисциплинарной. Для ее решения нужно затронуть несколько разделов механики и учитывать большое количество начальных и граничных условий.

**Постановка решаемой задачи**

Необходимо разработать модель для определения положения кончика ассиметричной иглы (рис. 1, 2) в системе координат *Oxy* при поступательном движении иглы в тканях человека в квазистатической постановке. Модель должна учитывать параметры иглы и параметры среды, с которой она взаимодействует.

Также примем, что игла не может сжиматься, поскольку плотность среды намного ниже, чем плотность иглы.

**2**

Рис.2. Перемещаемая игла в тканях человека.

На рисунке 2 представлены возможные силы, действующие на иглу при ее движении:

Ft – сила, действующая на кончик иглы;

Ff - сила трения, возникающая при движении иглы внутри ткани;

w(x) – распределенная нагрузка (сила, которую оказывает ткань на поверхность иглы).

Уравнение равновесия сил может быть представлено в следующем виде:

**,** (1)

где *Fneedle –* сила, с которой внедряется игла.

В данной работе будет рассмотрена более простая постановка задачи:

 (2)

На рисунке 3 показаны учитываемые силы, действующие на иглу, которые рассмотрим при решении задачи в первом приближении.

****

Рис.3. Действующие силы на иглу.

*F –* сила, действующая на кончик иглы;

*l(t) –* длина иглы;

*v –* скорость движения иглы в тканях человека;

угол наклона острия иглы;

угол, под которым действует сила.

В данной постановке мы не будем учитывать изгиб иглы под действием силы тяжести, так как при проведении эксперимента игла прокалывала фантом мягких тканей сверху вниз. При таком движении иглы воздействие силы тяжести пренебрежимо мало и не влияет на искривление иглы.

**Модель**

Для решения поставленной задачи отклонение кончика и угол отклонения будем рассчитывать по формулам [6]:

 (3)  
 (4)

где:

текущая итерация моделирования;

отклонение кончика иглы, на текущем шаге времени;

сила, действующая на кончик иглы при ее движении;

осевой момент инерции;

длина иглы, находящаяся в тканях человека;

время;

модуль Юнга;

угол отклонения.

В данном случае осевой момент вычисляется по формуле:

 (5)

где:

толщина стенки иглы;

диаметр среднего сечения иглы (рис 4).

4

Рис 4. Параметр D для расчета осевого момента инерции.

В данном случае игла представляется в виде консольной балки с жесткой заделкой, с одной стороны. Местом закрепления будем считать место прокола. Тогда получается, что с ростом времени длина балки будет увеличиваться. Таким образом, при каждом шаге по времени будет рассчитываться новое отклонение.

Размер элементарных клеток (молекул) во много раз меньше чем габаритные размеры иглы. Скорость перемещения иглы в среде достаточно низкая, а плотность среды достаточно высокая по сравнению с воздухом. Исходя из этого, для моделирования внешней силы при перемещении иглы в тканях человека можно использовать силу лобового  
 сопротивления [7]:

 (6)  
где:

коэффициент сопротивления;

плотность;

скорость перемещения иглы;

характерная площадь тела, , где объем тела.

Для расчета отклонения иглы по выражениям (3) и (4) учитывается только проекция силы *F* на ось *Oy.*

В данной постановке задачи по предложенным выражениям (3), (4), (6) будем рассчитывать отклонение итерационно, суммируя его с предыдущими шагами. Тем самым будет сохраняться отклонение на каждом шаге моделирования:

 (7)  
где:

текущая итерация моделирования;

суммарное отклонение иглы при ее движении в тканях человека;

отклонение иглы на текущем шаге времени.

**Моделирование**

Так как ткань может быть неоднородна или в каждом отдельно взятом случае средняя ее плотность может быть различна, то моделирование проводится для разных значений плотности среды (от 900 до 1500 кг/м3). Также моделирование осуществляется для значений скорости в диапазоне от 0.003 до 0.03 м/с. Для моделирования будут использованы углы острия иглы α = 30, 45, 60 градусов.

В таблице 1 приведены результаты численных расчетов для угла острия   
иглы 45 градусов.

*Таблица 1.*

Результаты расчетов нагруженного состояния для угла острия иглы 45 градусов при различной плотности материала и скорости введения.

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Линейная скорость, мм/с | Величина отклонения кончика иглы, мм | | | | |
| ρ, 1500 кг/м3 | ρ, 1300 кг/м3 | ρ, 1100 кг/м3 | ρ, 1000 кг/м3 | ρ, 900 кг/м3 |
| 3 | 0,037 | 0,032 | 0,027 | 0,024 | 0,022 |
| 6 | 0,146 | 0,127 | 0,107 | 0,098 | 0,088 |
| 9 | 0,329 | 0,285 | 0,242 | 0,220 | 0,198 |
| 12 | 0,585 | 0,507 | 0,429 | 0,390 | 0,351 |
| 15 | 0,915 | 0,793 | 0,671 | 0,610 | 0,549 |
| 18 | 1,317 | 1,142 | 0,966 | 0,878 | 0,790 |
| 21 | 1,793 | 1,554 | 1,315 | 1,195 | 1,076 |
| 24 | 2,342 | 2,030 | 1,717 | 1,561 | 1,405 |
| 27 | 2,964 | 2,569 | 2,174 | 1,976 | 1,778 |
| 30 | 3,659 | 3,171 | 2,683 | 2,440 | 2,196 |

На рисунке 4 показаны графики отклонения кончика для иглы с острием 45 градусов при ее движении в материалах с разной плотностью.

Из графиков на рисунке 4 видно, что среда с более низкой плотностью менее влияет на отклонение иглы.

Для корректной работы данной модели требуется достаточно малый шаг по времени. В таблице 2 приведены данные, показывающие необходимый шаг по времени для соответствующих скоростей внедрения иглы.

Рис. 4. Графики отклонения иглы в зависимости от скорости при различной плотности материала, 1 – при плотности материла 1500 кг/м3, 2 – при плотности материла 1100 кг/м3, 3 – при плотности материла 900 кг/м3

*Таблица 2.*

Выбор шага по времени

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| № | Линейная скорость, мм/с | Шаг по времени, с |
| 1 | 3 | 3,33·10-6 |
| 2 | 9 | 1,11·10-6 |
| 3 | 15 | 6,67·10-7 |
| 4 | 21 | 4,77·10-7 |
| 5 | 24 | 4,17·10-7 |
| 6 | 27 | 3,71·10-7 |
| 7 | 30 | 3,34·10-7 |

**Заключение**

В данной работе разработана модель, описывающая отклонение иглы в реальном времени. Для построения модели использовался новый подход. Суть его заключалась в том, что внешняя сила, действующая на иглу, представлялась в виде силы лобового сопротивления. Данный подход был взят из гидроаэромеханики, что позволило достаточно сильно упростить модель. Данная упрощённая модель может быть легко интегрирована в системы управления.

**Литература**

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. Jienan D. et al. Medical needle steering for lung biopsy: experimental results in tissue phantoms using a robotic needle driver // Imaging Science and Information Systems (ISIS), Department of Radiology, Goergetown University Medical Center, USA. Washington, DC. 2008. № 77628.

4. Kemal F. Advanced Path Planning for a Neurosurgical Flexible Catheter // Delft University of Technology. 2012, 14–18 pp.

5. Abayazid M. et al. Integrating Deflection Models and Image Feedback for Real-Time Flexible Needle Steering // IEEE Transactions on Robotics. – 2013. – Vol. 29. – P. 542– 553.

6. Беляев Н.М. Сопротивление материалов /15-е изд. Перераб. – М : Наука 1976 г. – 607 с.

7. Идельчик И. Е. Справочник по гидравлическим сопротивлениям/ Под ред. М.О. Штейнберга – 3-е изд., издательство Машиностроение 1992, С469 – 500.

**Данные об авторах статьи:**

Дружинин Василий Григорьевич, научный сотрудник лаборатории медицинской техники ЦНИИ РТК, аспирант кафедры физической механики Санкт- Петербург

**Научный руководитель:**

Морозов Виктор Александрович, д.ф.-м.н., профессор кафедры физической механики, Санкт-Петербург