УДК 51-72, 51-74, 519.688

**СИСТЕМА МОДЕЛИРОВАНИЯ ДВИЖЕНИЯ ИГЛЫ В ТКАНЯХ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПРОВЕДЕННИИ ОПЕРАЦИЙ С ПОМОЩЬЮ РОБОТОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ**

**В.Г. Дружинин1 2, В.А. Морозов1, С.А. Никитин2, В.В. Харламов2**

*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*

Для повышения качества проведения ряда медицинских операций, связанных с проколом тканей пациентов иглой, для доставки препаратов в глубину органов или для изъятия материала для проведения анализов, в предполагается использовать 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 повышения точности работы системы предполагается использовать не только полученные с помощью ультразвуковых сканеров или систем МРТ данные о положение иглы, но также и ее физико-математическую модель, которая позволит оценить возникающие отклонение 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. А также архитектура разрабатываемого программного комплекса.

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.

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 иглы.

**Постановка решаемой задачи**

Необходимо разработать модель для определения положения кончика ассиметричной иглы (рис. 1) в системе координат *Oxy* при поступательном движении иглы в тканях человека (1). 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.1. Перемещаемая игла в тканях человека

На рисунке 1 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 2 показаны учитываемые силы, действующие на иглу, которые рассмотрим при решении задачи в первом приближении.

****

Рис.2. 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 [3]:

 (3)  
 (4)

где:

текущая итерация моделирования;

смещение 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 смещения.

В данном случае осевой момент вычисляется по формуле:

 (5)

где:

толщина стенки иглы;

диаметр среднего сечения иглы.

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

 (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 использовались углы острия иглы α = 30, 45, 60 градусов.

На рисунке 3 представлены экспериментальный и расчетный графики зависимости отклонения от скорости. Из рисунка видно, что эти зависимости несильно отличаются друг от друга. Из чего можно сделать вывод, что данный подход применим для определения отклонения при движении иглы.

Неточность моделирования можно объяснить большим количеством допущений, которые на следующих итерациях разработки модели будут учтены.

Рис 3. Графики зависимости отклонения кончика иглы от скорости, 1 – результаты эксперимента, 2 – результаты моделирования.

**Система моделирования**

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.

На основе данной системы предполагается разработать распределенную систему для моделирования проведения операций. На рисунке 5 представлена архитектура предполагаемой системы. В данной системе предполагается разработка следующих систем, а именно система визуализации, система для обмена данными, система для моделирования отклонения иглы и система для описания деформации тканей человека.

Система визуализации планируется для разработки в вреде Unity3D. Предполагается, что будут визуализация всех этапов работы системы таких как, прокол, перемещение иглы в тканях с различными обобщёнными координатами.

Серверное приложение будет представлять из себя некую базу данных для обмена данными между приложениями. Планируется разрабатываться на языке C# в среде Visual Studio.

Приложения для моделирования иглы и внешней среды предполагается разрабатывать в MATLAB/Simulink.

Данную систему реального времени можно будет использовать, как совместно разрабатываемой робототехнической системой, а так же самостоятельно для проведения виртуальных операций. Для демонстрации пациентам или же для более детального понимания мед персонала как будет проходить операция.

На данном этапе работы реализовано частично реализовано приложения для моделирования движения инъекционной иглы.

C:\Users\User\Documents\MyWorks\trunk\Dissertacia\MyWork\PublishWorks\NPOSM_SPB\Sheme.tif

Рис 5. Архитектура разрабатываемой системы

**Заключение**

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 модель разрабатывалась для использование в системе реального времени. Используемые подходы для разработки так же можно будет применять и для моделирования других систем и проводимых операций.

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