**ПОДБОР КОЭФФИЦИЕНТОВ ДЛЯ ДВУХМЕРНОЙ МОДЕЛИ, ОПИСЫВАЮЩЕЙ ОТКЛОНЕНИЕ КОНЧИКА ИГЛЫ ОТ ПРЯМОЛИНЕЙНОГО ДВИЖЕНИЯ**

**В.Г. Дружинин1, В.А. Морозов1**

*1* *Санкт-Петербургский государственный университет, Россия*

В настоящее время в медицине для выполнения операций различной сложности широко применяются робототехнические комплексы. Процедура брахитерапии проводиться 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. На сегодняшний день в ЦНИИ РТК разработан макет роботизированной системы «ОнкоРОБОТ» для брахитерапии рака предстательной железы (РПЖ) [1, 2].

Преимущества использования роботов по сравнению с традиционными методами заключаются в том, что роботизированный манипулятор способен обеспечить практически любую требуемую точность наведения инструмента и его контролируемого силового воздействия, что позволяет рассчитывать не только на повышение качества освоенных в настоящее время операций, но и 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 прилагаемых нагрузок в процессе выполнения операции игла деформируется, что приводит к отклонению иглы от прямолинейного движения.

Таким образом, основной целью является необходимость разработать модель, которая позволяет прогнозировать и корректировать движение иглы в тканях человека. На дальнейших этапах данную модель можно будет интегрировать или создать на ее основе такой программный продукт, который сможет при работе роботизированной системы прогнозировать движение иглы при проведении медицинских операций.

В данной работе объектом исследования являться процесс внедрения медицинской инъекционной иглы в фонтом мягких тканей человека. Предметом исследования является процесс отклонения медицинской инъекционной иглы при движении в тканях человека от прямолинейного движения.

В данной работе предлагается разработать физико-математическую модель для описания отклонения иглы при прямолинейном движении в тканях человека.

В данной работе предложен новый способ моделирования воздействия окружающей среды на медицинскую инъекционную иглу в процессе ее движения в мягких тканях. С помощью данного подхода разработана модель и реализована в виде программы и модели в Matlab.

Рассмотрим уравнение равновесия сил при движении иглы [3]:

|  |  |
| --- | --- |
|  | (1) |

где

• 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).

• Fneedle - сила с которой внедряется игла.

В данной работе будет рассмотрена следующая постановка задачи:

|  |  |
| --- | --- |
|  | (2) |

Для решения поставленной задачи отклонения 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.

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 F 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 смещения иглы по выражениям (3) и (4) необходимо учитывать проекцию силы F на ось иглы.

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:

|  |  |
| --- | --- |
|  | (8) |

где:

текущая итерация моделирования;

суммарное отклонение иглы при ее движении в тканях человека;

отклонение иглы на текущем шаге времени.

Для двухмерной модели исходя их результатов моделирования с постоянным коэффициентом, взятым из справочника, мы можем увидеть, что есть достаточно большие погрешности. Исходя из этого можно представить данный коэффициент в виде некоторой функции, которая бы обеспечивала минимальные ошибки при моделировании.

Далее рассчитаем коэффициенты для каждой поступательной скорости из экспериментальных данных. Исходя из этого набора коэффициентов можно построить аналитическую функцию. Данный полином будет иметь следующий вид:

Исходя из кривизны графика построенным по экспериментальным результатам можно представить коэффициенты в следующем виде:

(9)

Далее с помощью данного коэффициента будет проведено моделирование и сравнены результаты с экспериментальными данными.

Использование коэффициента, который зависит от скорости внедрения иглы на много эффективнее, чем использование неизменяемого коэффициента из справочного материала. При использовании выражение 9 при моделировании погрешности моделирования не превышают значения 0.0176 мм относительно экспериментальных данных.

**Л и т е р а т у р а**

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. *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.*