

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 прилагаемых 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 (рис 1). Для построения модели рассмотрим уравнение равновесия сил при движении иглы [1]:

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

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 [1]:

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

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

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, θ — 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, ρ — 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:

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

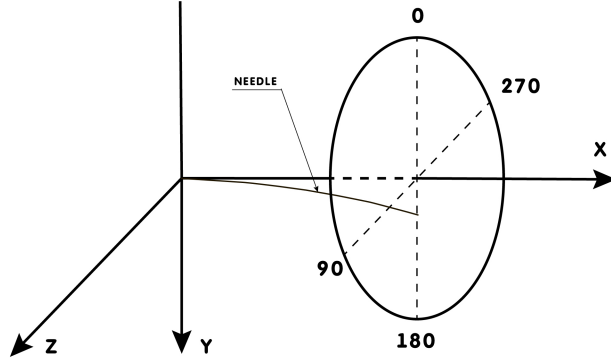


Рис. 2: Рассматриваемая система координат

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

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

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

где γ — 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, что позволило бы обеспечить минимальные ошибки при моделировании для вращательной скорости равной нулю:

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

Список литературы

- [1] 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.