Санкт-Петербургский государственный университет

Механика и математическое моделирование

Механика деформируемого твёрдого тела

Модель деформируемого объекта управления

Магистерская диссертация

красный – ошибка, нужно исправить

зеленый – исправленное

фиолетовый – вопросы, комментарии

Научный руководитель:

(Заведующий кафедрой, д.ф-м.н, профессор) Морозов В.А.

Рецензент:

(Заместитель Генерального директора, к.ф.-м.н.) Зайченко О.К.

Санкт-Петербург

2018

SAINT-PETERSBURG STATE UNIVERSITY

Main Field of Study (Speciality)

Solid mechanics

Druzhinin Vasilii G

The deflection Models of the control object

Master’s Thesis

Scientific supervisor:

(Head of the department, Doctor of Science) Morozov Victor A.

Reviewer:

(Deputy CEO, Ph.D.) Zaychenko Olga K.

Saint-Petersburg

2018

Оглавление

[ВВЕДЕНИЕ 5](#_Toc511551777)

[1. Моделирование деформации иглы при проведении операций 7](#_Toc511551778)

[1.1. Различные иглы, применяемые при проведении операций 7](#_Toc511551779)

[1.2. Существующие подходы для моделирования деформации игл при выполнении операций 9](#_Toc511551780)

[1.3. Постановка задачи 11](#_Toc511551781)

[1.3.1 Общая постановка задачи 11](#_Toc511551782)

[1.3.2 Постановка задачи для расчета движения иглы в плоскости *Oxy* при поступательном движении 12](#_Toc511551783)

[2. Решаемые уравнения 14](#_Toc511551784)

[3. Анализ 15](#_Toc511551785)

[Заключение 16](#_Toc511551786)

[Список использованной литературы 17](#_Toc511551787)

АННОТАЦИЯ

# ВВЕДЕНИЕ

Данная работа является малой частью огромного трудоемкого процесса разработки сложной робототехнической системы для проведения операции брахитерапии. Данная операция проводиться для лечения рака предстательной железы (РПЖ) посредством внедрения микроисточников радиоизлучения в предстательную железу максимально близко к опухоли. Сложность проведения данной операции заключается в подведения кончика иглы к целевой точке. Так же данная робототехническая система может применяться для проведения других операций, связанных с проколами и точным позиционированием кончика иглы.

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 облучения.

Из-за своих геометрических особенностей и прилагаемых нагрузок игла будет деформироваться. В данной работе будет рассматриваться возможность создания модели деформации иглы для корректировки ее движения в вязкоупругих материалах (тканях человека) при проведении операций.

Таким образом, необходимо построить модель и создать на ее основе такой программный продукт, который позволяет прогнозировать и корректировать движение иглы при работе робототехнической системы.

Совместив данный продукт с другими системами, можно будет прогнозировать более удачные точки для прокола при проведении операции, корректировать управление роботом для повышения точности. Достаточно точно 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.

Данная работа состоит из N глав.

В первой главе… Объем главы ­­– Х страниц.

Во второй главе… Объем главы ­­– Х страниц.

В третьей главе… Объем главы ­­– Х страниц.

# Моделирование деформации иглы при проведении операций

## Различные иглы, применяемые при проведении операций

Существую 2 основных типа игл, применяемых для операций. Более широко распространены металлические иглы с асимметричным кончиком. На рисунке 1 приведен пример используемой иглы.



Рис. 1 – Форма используемой иглы

Рассматриваемая игла изготовлена из медицинской стали и обладает следующими характеристиками: модуль Юнга Е = 2.0·1011 н/м2, наружный диаметр иглы – 1 мм, внутренний диаметр иглы – 0.8 мм, длина иглы – от 78 мм до 150 мм.

Таким образом, управление движения иглы осуществляется путем поворота иглы вокруг своей оси, поскольку боковое усилие приложено перпендикулярно плоскости среза. При этом кончик иглы поворачивается, а вместе с ним и плоскость изгиба дуги, и направление дальнейшего движения. При необходимости введения гибкой иглы вдоль прямолинейной траектории, ее необходимо постоянно поворачивать. В «классических» системах для процедур брахитерапии применяются исключительно обычные металлические прямые иглы. Но некоторое время назад была предложена идея перехода к применению гибких игл. Основные преимущества, которые дает применение гибких игл, это возможность реализации криволинейных траекторий движения иглы в теле пациента, возможность корректировки траектории движения иглы в процессе введения и возможность существенного уменьшения общего объема травмированных в результате операции брахитерапии тканей. Иглы с высокой степенью гибкости изготавливаться из специальных материалов. Для проведения операций иглы начинают делать более сложными и многофункциональными. На рисунке 2 приведен пример гибкой иглы [1].



Рис.2 – Сложная симметричная игла

## Существующие подходы для моделирования деформации игл при выполнении операций

Для игл, изготовленных из различного материала и обладающих различной формой, будут использоваться различные подходы для моделирования. К примеру, в работе [2] моделирование проводилось с использованием неголономной кинематической модели. Как отмечают сами авторы, поскольку работа проводилась в первом приближении, то результаты моделирования сильно отличаются от экспериментальных.

В работе [3] математическое моделирование оптимальной криволинейной траектории движения иглы описывается с помощью алгоритмов планирования траектории. Формирование траектории осуществляется с помощью координат, конфигурирующих некую область. В этой области выделяются те её части, которые необходимо обходить, и те части, которые могут являться возможным вариантом траектории. Выделение таких областей предлагается с помощью четырёх методов: метод потенциальных полей, метод дорожных карт, метод декомпозиционного планирования и метод координатных сеток.

Модели, использованные в работе [4], при выполнении данной работы будут более интересны для нас. В этой статье рассматривается несколько методов для моделирования иглы, но стоит учесть, что один из методов предложен для очень гибкой иглы, а второй метод учитывает влияние окружающих материалов.

Первый подход – кинематический, он описывает траекторию движения иглы, исходя из привязки к глобальной системе координат, и предполагает, что благодаря конструктивной особенности кончика иглы ассиметричной конический формы, игла будет перемещаться по круговой траектории. Для данного метода описания предполагается использование unicycle model и bicycle model. Впервые данные методы были использованы в работе [5]. Поскольку предложенные модели не учитывают взаимодействие иглы с окружающими тканями, то они пригодны для описания взаимодействия иглы с достаточно жесткими тканями.

Второй подход – механический, он описывает систему взаимодействия сил между иглой и тканью, в которой она находится, поскольку с одной стороны требуются силы для перемещения иглы внутри ткани, с другой стороны на тело иглы воздействуют силы трения, силы распределённой нагрузки, а в силу несимметричности кончика иглы на него также воздействует сила, оказывающая давление со стороны ткани.

Также для механического описания иглы можно использовать уравнения изгиба тонких гибких стержней [6]. С помощью такого подхода удобно будет оценивать устойчивость стержня – иглы, но использовать данный подход для моделирования в реальном времени затруднительно.

Проведенный анализ показал, что в настоящее время разработано достаточно много моделей для игл, изготовленных из сложных композитных материалов, но еще не разработана модель, позволяющая описывать деформацию стальной иглы. Поэтому разработка такой модели является актуальной задачей, потому как данные иглы будут еще достаточно длительное время использоваться для проведения не очень сложных операций.

## Постановка задачи

Если иглу с асимметричным концом вдавливать в вязко упругое тело, наклонная поверхность кончика иглы создаст усилие, приложенное перпендикулярно направлению давления. Если среда не обладает способностью к значительной деформации, то при движении конец иглы будет описывать дугу. На рисунках 3 и 4 представлена используемая игла.

### 1.3.1 Общая постановка задачи

Необходимо разработать модель для определения положения кончика ассиметричной иглы (см. рисунки 1 и 3) в системе координат манипулятора *Oxyz* при поступательном и вращательном движении иглы в вязкоупругих материалах.

Данная задача является объемной и междисциплинарной для решения которой нужно затронуть несколько разделов механики и учитывать большое количество начальных и граничных условий. Так же предложенное решение для получение численного решения не должно занимать достаточно большое количество ресурсов и подходить для итерационного решения во время работы системы. Далее будут приведены возможные подзадачи:

Основные задачи

* Расчет движения иглы в плоскости *Oxy,* деформация иглы в зависимости от поступательного движения;
* Расчет движения иглы в объёме в зависимости от вращательного и поступательного вращения;
* Моделирование процесса прокола, получение пред изгиба иглы перед внедрение в вязкоупругие ткани (нагрузка и разгрузка иглы в процессе прокола);
* Моделирование движение иглы через материалы различной плотности различной плотности (кожа, мышцы, орган);
* Моделирование влияние сил создаваемых тканью при деформации на поверхность иглы;
* Моделирование силы трения при внедрении иглы в вязкоупругие ткани;
* Моделирование деформации вязкоупругих тканей.

Как видно из приведённых пунктов то для полного решения данной задачи необходимо учитывать достаточно много параметров. В данной работе мы рассмотрим первый пункт.

### 1.3.2 Постановка задачи для расчета движения иглы в плоскости *Oxy* при поступательном движении

Необходимо разработать модель для определения положения кончика ассиметричной иглы (см. рисунки 1, 3, 4) в системе координат *Oxy* при поступательном движении иглы в вязкоупругих материалах. Модель должна учитывать параметры иглы и параметры среды, с которой она взаимодействует.

Так же примем, что игла может отклоняться в сторону, поскольку плотность среды намного ниже чем плотность среды поэтому примем, что игла не будет деформироваться.



Рис.3 – Перемещаемая игла в вязкоупругих тканях

На рисунке 3 представлены следующие силы, действующие на иглу при ее движении в вязко упругих тканях:

* *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).

В данной работе будет рассмотрена более простая постановка задачи. На рисунке 4 показаны учитываемые силы действующие на иглу которые рассмотрим при решении задачи в первом приближении.



Рис.4 – Действующие силы на иглу

* *F –* сила, действующая на кончик иглы;
* *v –* скорость движения иглы в вязко упругих тканях.

# Решаемые уравнения

Для решения представленной задачи смещение кончика и угол отклонения будет рассчитывать по уравнениям 1 и 2.

|  |  |
| --- | --- |
|  | (1) |
|  | (2) |

Где,

смещение кончика иглы;

сила, действующая на кончик иглы при ее движении;

осевой момент инерции;

длина иглы, находящаяся в вязкоупругих тканях;

модуль Юнга;

угол смещения.

В данном случае осевой момент инерции представим в виде двух параллельных прямоугольников 3.

|  |  |
| --- | --- |
|  | (3) |

# Анализ

# Заключение

# Список использованной литературы

1. Seong Y.K., Luca F., Ferdinando R. Closed-Loop Planar Motion Control of a Steerable Probe with a “Programmable bevel” Inspired by Nature // Department of Mechanical Engineering, Imperial College London., UK. 2010. 970-983 pp.
2. 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.
3. Kemal F. Advanced Path Planning for a Neurosurgical Flexible Catheter // Delft University of Technology. 2012, 14–18 pp.
4. 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.
5. R. J.Webster, J. S.Kim,N. J.Cowan,G. S.Chirikjian, and A. M. Okamura, “Nonholonomic modeling of needle steering,” Int. J. Robot. Res., vol. 25, no. 5/6, pp. 509–525, 2006.
6. Биргера И.А., Пановко Я.Г. Прочность, устойчивость, колебания. Том 1. / Справочник в трёх томах под общей редакцией. – М.: Изд-во Машиностроение. 1988. С. 831.