Титульный лист

Запасной лист за титульным

Оглавление

[ВВЕДЕНИЕ 5](#_Toc509485528)

[1. Моделирование деформации иглы при проведении операций 7](#_Toc509485529)

[1.1. Различные иглы, применяемые при проведении операций 7](#_Toc509485530)

[1.2. Существующие подходы для моделирования деформации игл при их работе 8](#_Toc509485531)

[1. Глава 11](#_Toc509485532)

[2. Глава 12](#_Toc509485533)

[Заключение 13](#_Toc509485534)

[Список использованной литературы 14](#_Toc509485535)

РЕФЕРАТ

# ВВЕДЕНИЕ

Данная работа являться малой частью огромного трудоемкого процесса разработки сложной робототехнической системы для проведения операции брахитерапии. Данная операция проводиться для лечения рака предстательной железы (РПЖ), посредством внедрения микро-источников радиоизлучения в предстательную железу максимально близко к опухоли. Сложность проведения данной операции заключается в подведения кончика иглы к целевой точки. 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.

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

Необходимо таким образом построить модель, и создать на основе ее такой программный продукт, чтобы прогнозировать и корректировать движение иглы при работе робототехнической системы.

Совместив данный продукт с другими системами можно будет прогнозировать более удачные точки для прокола для проведения 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.

# Моделирование деформации иглы при проведении операций

## Различные иглы, применяемые при проведении операций

Существую 2 основных типа игл, применяемых для операций. Более широко распространены иглы в виде металлического стела 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: 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.

Но также в настоящее время существует большое количество игл, с высокой степенью гибкости, благодаря свойствам используемых 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 их работе

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 еѐ 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.

Использованные модели в работе [4] при выполнении данной работы будут более интересны для нас. В данной статье рассматривается несколько методов для моделирования иглы, но стоит учесть, что данные методы предложены для очень гибкой иглы.

// добаление данных из переведенной статьи

Так же для механического описания иглы можно использовать уравнения изгиба тонких гибких стержней [5], с помощью такого подхода удобно будет оценивать устойчивость стержня – иглы.

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.

Современный уровень развития робототехники и вычислительных ресурсов автоматизированных систем управления позволяет вплотную приблизиться к реализации робототехнических систем для брахитерапии с применением гибких игл [44]. Рассмотрим основные известные на сегодняшний день подходы к реализации гибких игл и роботизированных систем на их основе [45].

Вращающаяся гибкая игла была предложена в [46], см. рисунок 3.3. Если иглу с асимметричным концом вдавливать в твердое 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, и в случае гибкой иглы, ее остальная часть будет следовать тем же путем. Главным параметром является угол поворота, определяемый в первую очередь свойствами материалов среды и иглы.

Управление направлением 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.

Подход, основанный на гибких иглах и, как следствие, криволинейных траекториях, имеет один важный отрицательный момент, который необходимо иметь ввиду при планировании операции. В случае, когда гибкая игла движется по криволинейной траектории малого радиуса, при превышении порогового значения величины усилия вдавливания, приложенного к основанию иглы, может произойти излом (прогиб) иглы вместо движения вперед, что вызовет разрыв тканей в месте прогиба [51].

Предотвращение этого явления является нетривиальной задачей, для решения которой необходимо применять датчики усилия давления иглы, а также разработать полноценные математические модели, описывающие подобное явление [52, 53]. Подобные варианты реализации идеологии гибких игл требуют более детальной проработки с точки зрения разработки полноценного математического аппарата расчета и управления траекторией в реальном времени, что предполагается выполнить на последующих этапах работы. Учитывая вышеизложенные соображения, применение гибких игл для проведения операций брахитерапии выглядит многообещающе и требует дальнейшей теоретической и экспериментальной отработки.

# Глава

# Глава

# 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.
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.
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. Биргера И.А., Пановко Я.Г. Прочность, устойчивость, колебания. Том 1. / Справочник в трѐх томах под общей редакцией. – М.: Изд-во Машиностроение. 1988. С. 831.