

## КОНСТРУИРОВАНИЕ РОБОТИЗИРОВАННОГО КАТЕТЕРНОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ ДОСТАВКИ ИНСТРУМЕНТА ВНУТРЬ РАБОТАЮЩЕГО СЕРДЦА

Колпащиков Д.Ю., Шеломенцев Е.Е.

Научный руководитель: Гергет О.М.

Томский политехнический университет, Институт кибернетики

dyk1@tpu.ru

### Введение

Кардиальная катетеризация является минимально инвазивной процедурой, выполняемой путем введения трубки катетера через небольшой разрез в бедренную вену и продвижения катетера через вену в сердце. Во время этой интервенционной процедуры цель состоит в том, чтобы достичь определенных мест в сердце и осуществить коррекцию некоторых сердечных патологий на работающем сердце без применения искусственного кровообращения.

На данный момент эндоваскулярная техника не позволяет обеспечить выполнение всего спектра операций, проводимых в настоящее время только на открытом сердце, ввиду определённых недостатков существующих катетерных систем:

1. Число степеней свободы для стандартного катетера ограничено, так как оно может только вращаться и проскальзывать через проколотую точку в артерии [1]. Современные роботизированные катетерные системы (Hansen Medical, Stereotaxis, Boston Scientific, Magnetecs) позволяют осуществлять более точную навигацию катетера к цели, однако при этом также используются традиционные гибкие катетеры, что лишает оператора возможности выполнять сложные и точные манипуляции на движущихся тканях-мишенях (захват, разделение и соединение ткани), что необходимо для реконструктивных операций.

2. Применяемые стандартные катетеры обладают минимальной жесткостью, что необходимо для предотвращения повреждения стенок сосудов и сердца при прохождении катетера от точки входа в периферическом сосуде до конечной цели. Такие конструкционные

ограничения приводят к невозможности приложения достаточного механического воздействия на ткань, особенно в боковом направлении от оси катетера.

Эти ограничения не позволяют хирургу осуществлять удаление участка ткани, абляцию высокоподвижной ткани, соединение ткани, пликацию и проч. – прецизионные манипуляции, необходимые для выполнения реконструктивных вмешательств.

Таким образом, была поставлена задача разработать конструкцию универсального катетерного устройства, способного доставлять и эффективно использовать хирургические инструменты внутри камер работающего сердца.

### Конструкция дистального конца

Представленная на рис. 1 конструкция катетера, представляет собой толстостенную трубку с внешним диаметром 21Fr (7мм) и транспортным каналом 1 диаметром 9Fr (3 мм) для доставки инструмента. Внешний диаметр катетера с учетом оболочки 5 не более 24Fr (8 мм). Конструкция устройства доставки должна обеспечить возможность подвести инструмент, перемещаемый сквозь катетер через транспортный канал 1, в требуемое положение внутри сердца. Способность катетера достигать труднодоступные места обеспечивается с помощью двух плеч изгиба. Первое плеча контролируется четырьмя нитями 6, проходящими по каналам 4, второе нитями 6, проходящими по каналам 3. Четыре нити в каждом из плеч дают возможность перемещать катетер в четырех направлениях, а их комбинации способны перемещать катетер в пространстве без необходимости вращения проксимальной базы.

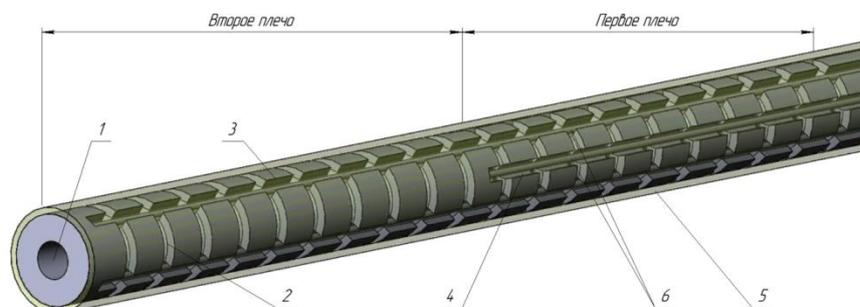


Рис 1. Конструкция дистального конца катетера

Катетер разделен на сегменты различной длины проточками 2, которые работают на изгиб как гибкие сферические шарниры [2]. Различные

длины сегментов катетера дают возможность отойти от традиционной формы согнутого катетера

в виде сектора круга и подобрать оптимальную и более сложную формы изгиба.

### Математическая модель прямой кинематики

Для успешного проведения внутрисердечных операции важны итоговое положение кончика катетера и его ориентация в пространстве. Так же необходимо определить координаты каждого сегмента для того чтобы избежать нежелательного взаимодействия с тканями. Чтобы определить положение каждого сегмента нужно найти зависимость координат сегментов от углов изгиба.

При изгибе и/или кручении любого плеча сферические шарниры будут совершать поворот одновременно. Тогда для каждого сегмента можно определить зенитный угол  $\theta_i$  и угол закручивания  $\alpha_i$  как

$$\alpha_i = \alpha/N,$$

$$\theta_i = \theta_j/N_j,$$

где  $N_j$  – количество сегментов  $j$ -ого плеча,  $N$  — общее количество сегментов в катетере.

Значений этих углов и длин сегментов  $L_i$  достаточно чтобы определить координату любого сегмента катетера.

Разработана математическая модель кинематики катетера. В ней положение катетера определяется в зависимости от зенитных и азимутальных углов изгиба плечей катетера. Также для того чтобы сделать модель более универсальной в неё включена возможность закручивания, которое присутствует в некоторых моделях ручных катетеров. Модель может быть легко модифицирована под различные длины сегментов.

Таблица 1. Входные параметры математической модели.

Название	Условное обозначение
Зенитные углы	$\theta_1, \theta_2$
Азимутальные углы	$\varphi_1, \varphi_2$
Угол закручивания	$\alpha$
Количество сегментов	$N$
Длина $i$ -ого сегмента	$L_i$

В ходе составления модели были использованы кватернионы, так как они проще в использовании и более эффективны, чем матрицы вращения [3]. Они позволят совершать поворот вокруг произвольной оси, что является большим преимуществом, поскольку положение осей, вокруг которых совершают изгиб или закручивание сегмент, зависят положения предыдущего элемента катетера.

Результаты моделирования программном пакете MathCad представлены на рис 2.

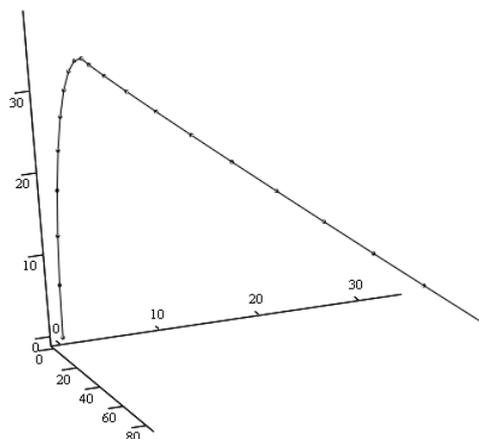


Рис. 2. Нейтральная ось дистального конца катетера ( $\theta_1 = 90^\circ, \theta_2 = 90^\circ, \varphi_1 = 0, \varphi_2 = 45, \alpha = 0$ ).

### Заключение

В ходе работы была разработана конструкция дистального конца катетерного устройства доставки. Разработана математическая модель кинематики для расчета положения катетера. За счет простоты модификации модель быть использована для любого другого роботизированного катетера.

Работа выполнена в рамках государственного задания Наука (тема «Моделирование и алгоритмизация процессов обработки, анализа и репрезентации графических данных в режиме реального времени для проведения эндоваскулярных операций на сердце», № 17.8205.2017/БЧ)

### Список использованных источников литературы

1. Ataollahi A. et al. Three-Degree-of-Freedom MR-Compatible Multisegment Cardiac Catheter Steering Mechanism //IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2016. – Т. 63. – №. 11. – С. 2425-2435.
2. Ghosh A., Corves B. Introduction to Micromechanisms and Microactuators. – Springer, 2015. – Т. 28.
3. Челноков Ю. Кватернионные и бикватернионные модели и методы механики твердого тела и их приложения. Геометрия и кинематика движения. – Litres, 2017.