ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНОГО РАСПОЛОЖЕНИЯ ЭЛЕКТРОДОВ НА ИСКУССТВЕННОМ ЖЕЛУДОЧКЕ СЕРДЦА

IDENTIFY THE OPTIMAL PLACEMENT OF THE ELECTRODES ON THE ARTIFICIAL VENTRICLE OF HEART

УДК 616

Андреева Д.А., МГТУ им. Н.Э.Баумана, кафедра БМТ2, ИУ4, Москва, Россия

Корчагин А.И., МГТУ им. Н.Э.Баумана, кафедра БМТ2, ИУ4, Москва, Россия

Andreeva D. A., korchagin.andrey.i@ya.ru

Korchagin A. I., korchagin.andrey.i@ya.ru

Аннотация

В статье проводится теоретический расчет расстояния между электродами для непрерывного измерения объема жидкости в камере искусственного желудочка сердца.

Электрокардиостимулятор (ЭКС; иску́сственный води́тель ри́тма (ИВР)) — медицинский прибор, предназначенный для воздействия на ритм сердца. Основной задачей кардиостимулятора (водителя ритма) является поддержание или навязывание частоты сердечных сокращений пациенту, у которого сердце бьётся недостаточно часто, или имеется электрофизиологическое разобщение между предсердиями и желудочками

Annotation

The article presents a theoretical calculation of the distance between the electrodes for continuous measurement of the volume of fluid in the chamber of the artificial ventricle of the heart.

Pacemaker (EX; artificial pacemaker (IVR)) — a medical device designed to affect the rhythm of the heart. The main task of a pacemaker (pacemaker) is to

maintain or impose a heart rate on a patient whose heart is not beating fast enough, or there is an electrophysiological disconnection between the atria and ventricles

Ключевые слова: ИЖС, искусственный желудочек сердца, электроды, биоимпеданс.

Key words: AH, artificial ventricle of the heart, electrodes, bioimpedance.

Введение

Численность больных, находящихся на разных стадиях сердечной недостаточности (СН) оценивается в 22 миллиона. Хронической формой СН в РФ страдают 6% населения (всего в РФ по состоянию на 1 января 2019 года насчитывается 146 млн.чел.), что составляет около 9 млн. человек из которых 30% находятся в терминальной стадии СН (ТССН). Риску СН подвержены категории граждан всех возрастных групп, более того в последние годы увеличивается число молодых людей, находящихся в ТССН[1].

Из-за нарастающего глобального бремени СН число пациентов, ожидающих трансплантации сердца, в настоящее время намного превышает число доступных сердец. В связи с этим с каждым годом увеличивается число пациентов, которым требуется пересадка сердца.

Однако дефицит донорских органов не может обеспечить всех нуждающихся в трансплантации сердца, поэтому существует острая необходимость в разработке имплантируемых медицинских изделий, поддерживающих систему кровообращения. Для осуществления обратной связи с искусственном желудочном, необходимо непрерывно измерять объем жидкости проходящий через него, для этого необходимо внедрить систему электродов

1. **Биоимпедансный метод исследования**

На сегодня одним из доступных методов исследования функции сердца и кровоснабжения органов является биоимпедансный метод исследования. Он основан на регистрации колебаний импеданса, связанных с изменениями кровенаполнения исследуемых участков тела. В данном случае метод выбран

для исследования работы искусственного желудочка сердца. Корпус ИЖС содержит гибкую диафрагму, делящую полость желудочка на две несообщающиеся между собой камеры: воздушную и камеру с 0,9%-ым водным раствором хлорида натрия. ИЖС подключен к пневмонасосу, таким образом, за счет изменения давления в воздушной камере изменяется объем камеры с жидкостью и происходит имитация сердечной деятельности.

Величина импеданса тканей зависит от их физиологического состояния, в частности от их кровоснабжения. При кровенаполнении сосудов происходит изменение величины импеданса в такт с работой сердца. По величине изменений импеданса можно судить о состоянии сердечно-сосудистой системы, а в нашем случае о работе ИЖС [2].

Величиной, определяющей соотношение между напряжением и силой переменного тока, является импеданс - полное электрическое сопротивление цепи переменному току.

Для биологического объекта импеданс носит (комплексный характер Z= (R, X)).

где R – активная составляющая;

X – реактивная составляющая.

Его активная составляющая R связана, в первую очередь, с проводимостью внутренних жидких сред, являющихся электролитами. Различные процессы, протекающие в тканях человека, сопровождающиеся необратимыми потерями энергии, также дают вклад в величину активной составляющей импеданса. Реактивная компонента X определяется емкостными свойствами исследуемой ткани, в частности, емкостью биологических мембран. В емкостную составляющую импеданса дает вклад и область контакта стимулирующих электродов с биологическими тканями.

Обработкой регистрируемого сигнала выделяют составляющую, содержащую полезную информацию о состоянии кровоснабжения изучаемого участка тканей [3].

2. Определение влияния расположения электродов на импеданс на искусственном желудочке сердца

Ранее установлена зависимость между сопротивлением и импедансом. В свою очередь межэлектродное сопротивления в исследуемых областях или участках биообъекта зависит от способа наложения электродов.

В общем виде выделяются два способа (системы) наложения электродов на исследуемых областях: биполярный и тетраполярный. Каждый из этих двух способов обладает рядом особенностей, влияющих на конечный результат исследований.

Тетраполярный способ наложения электродов позволяет проводить измерения на участках с наиболее равномерной плотностью тока в исследуемом сегменте.

При биполярной системе наложения электродов имеется возможность проведения исследования практически на любом участке тела биообъекта при любых межэлектродных расстояниях, что делает его более простой в реализации. Поэтому на данном этапе решения задачи выберем биполярный способ наложения электродов [2].

3. Определение оптимального расстояния между электродами для получения устойчивых зависимостей

Для определения оптимального расстояния между электродами было проведено моделирование с использованием программного комплекса COMSOL Multiphysics 5.2.

При помощи инструментов COMSOL разработана 3-D модель ИЖС, заданы основные технические параметры среды моделирования, определены переменные моделирования.

В рамках разработки 3-D модель ИЖС разработаны модели электродов. В настройки модели выведены параметры позиционирования электродов на поверхности ИЖС, а также сила тока и напряжение, прикладываемые к электродам.

Были проведены исследования на модели, в результате которых собран и обработан массив выходных параметров модели

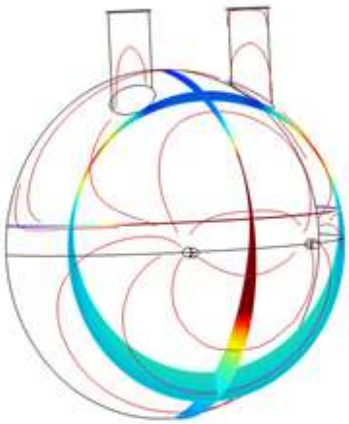


Рисунок 3 – 3-D Модель желудочка с построенным распределением плотности электрического тока.



Рисунок 4 – Полученная зависимость плотности тока от расстояния между электродами

При расстоянии между электродами более 60 мм значение плотности тока изменяется незначительно (менее 5%). На основании полученной зависимости оптимальное расстояние между электродами составит 60 мм.

Заключение

Представленная в работе электродная система может быть использована для проведения дальнейших исследований работы ИЖС. Также рассматривается возможность интеграции данной электродной системы в корпус ИЖС для осуществления обратной связи, позволяющей подстраивать режим работы ИЖС в зависимости от различных внешних факторов.

Список используемой литературы

1. Кулешов А.П. Разработка и исследование центробежного насоса канального типа. — Москва, 2018. — 26 с.
2. Техника и методика реографии и реоплетизмографии / В. И. Полищук, Л. Г. Терехова. - М.: Медицина, 1983. - 175 с.
3. Ершов Ю. А., Щукин С.И. Основы анализа биотехнических систем. Теоретические основы БТС: учеб. пособие – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2011. 526 с.

List of used literature

1. Kuleshov A. P. Development and research of a channel-type centrifugal pump. - Moscow, 2018. - 26 p.
2. Technique and methodology of rheography and rheopletismography / V. I. Polishchuk, L. G. Terekhova. - M.: Meditsina, 1983. - 175 p.
3. Yershov Yu. A., Shchukin S. I. Fundamentals of the analysis of biotechnical systems. Theoretical foundations of BTS: textbook. manual-Moscow: Publishing House of the Bauman Moscow State Technical University, 2011. 526 p.