

В. В. Антипенко, В. Н. Кульков, Е. А. Печерская, С. А. Антипенко

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ СИСТЕМЫ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДОСТИЖЕНИЯ ЭФФЕКТА ТРАНСМУРАЛЬНОСТИ

V. V. Antipenko, V. N. Kulkov, E. A. Pecherskaya, S. A. Antipenko

DEVELOPMENT OF AN ALGORITHM FOR THE FUNCTIONING OF THE SYSTEM TO DETERMINE ACHIEVING THE EFFECT OF TRANSMURALITY

А н н о т а ц и я. Актуальность и цели. Основные способы определения достижения эффекта трансмуральности биологической ткани заключаются в измерении температуры в области воздействия электродов и импеданса между электродами. Указанные способы обладают существенными недостатками, связанными с некачественным прогревом ткани. Целью работы является разработка алгоритма определения достижения эффекта трансмуральности, который позволяет достичь качественного прогрева внутренних слоев ткани и определить эффект достижения трансмуральности за более короткое время. **Материалы и методы.** В данной работе проведен ряд экспериментов, доказывающих, что эффективность воздействия на аблируемую ткань и качество полученного результата зависят от правильного выбора мощности, приложенной к обрабатываемой биологической ткани. **Результаты.** На основании проведенных экспериментов разработан алгоритм функционирования системы для определения достижения эффекта трансмуральности, способный контролировать дополнительные параметры. В том числе осуществляются контроль и регулирование скорости нагрева ткани, производится оценка объема обрабатываемой ткани, расчет необходимого количества энергии для нагрева определенного объема ткани, контроль соответствия реально израсходованного количества энергии расчетному. **Выводы.** Разработанный алгоритм позволяет получить качественный прогрев внутренних слоев ткани и определить эффект достижения трансмуральности за более короткое время, что чрезвычайно важно при проведении операций с применением искусственного кровообращения. Полученные результаты дают возможность с более высокой достоверностью идентифицировать момент и факт наступления трансмурального поражения миокарда.

A b s t r a c t. Background. The main methods for determining the achievement of the effect of transmural of biological tissue are to measure the temperature in the area of exposure to the electrodes and the impedance between the electrodes. These methods have significant drawbacks associated with poor quality heating of the fabric. The aim of this work is to develop an algorithm for determining the achievement of the effect of transmural, which allows to achieve high-quality heating of the inner layers of tissue and to determine the effect of achieving transmural in a shorter time. **Materials and methods.** In this work, a number of experiments have been carried out, proving that the effectiveness of the effect on the ablated tissue and the quality of the result obtained depend on the correct choice of power applied to the treated biological tissue. **Results.** On the basis of the experiments, an algorithm for the functioning of the system was developed to determine the achievement of the transmural effect, capable of controlling additional parameters. In particular, the control and regulation of the rate of tissue heating is carried out, the volume of the processed tissue is estimated, the required

amount of energy for heating a certain volume of tissue is calculated, and the compliance of the actually consumed amount of energy with the calculated one is monitored. **Conclusions.** The developed algorithm allows you to obtain high-quality heating of the inner layers of tissue and determine the effect of achieving transmural in a shorter time, which is extremely important when performing operations using artificial circulation. The obtained results allow to identify the moment and fact of transmural myocardial lesion with higher reliability.

К л ю ч е в ы е с л о в а: трансмуральность, электрод, импеданс ткани, метод радиочастотной абляции.

К e y w o r d s: transmural in, electrode, tissue impedance, radiofrequency ablation method.

Введение

Сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смерти во всем мире. По данным исследователей, в Российской Федерации смертность от сердечно-сосудистых заболеваний в 8 раз выше, чем в странах Европейского союза, и составляет примерно 58 % в общей структуре причин смертности. Ежегодно от заболеваний сердца в нашей стране умирает более 1,2 млн человек.

Метод радиочастотной абляции (РЧА) – это способ инвазивного лечения расстройств сердечного ритма. В настоящее время его применяют при лечении врожденных и приобретенных пороков сердца, ишемической болезни сердца, осложненной аритмиями, а также при изолированных формах аритмии, в частности, при фибрилляции предсердий. Помимо этого, РЧА необходимо применять в ряде случаев при проведении операций аортокоронарного шунтирования. По оценкам специалистов в РФ потребность применения метода РЧА составляет не менее 10 000 в год.

Суть метода заключается в разрушении участков миокарда, через которые проводится патологическая импульсная активность. Деструкция осуществляется посредством подачи в определенные участки миокарда радиочастотной энергии от устройства с помощью специального инструмента, имеющего электрические контакты. В результате деструкции прекращается аномальное распространение импульсов, возбуждающих миокард, что позволяет поддерживать правильный сердечный ритм.

В Российской Федерации применение метода РЧА в настоящее время ограничено в первую очередь по экономическим соображениям. Аппаратура и расходный инструмент в РФ не производятся, цены иностранных производителей не позволяют применять метод во всех необходимых случаях.

Устройство и расходный инструмент, производимые иностранными компаниями, обладают существенными недостатками, вызывающими резкую и обоснованную критику кардиохирургов. К числу недостатков, в частности, следует отнести недостаточно достоверное определение наличия трансмурального поражения миокарда в процессе воздействия. Данный недостаток приводит как к излишней абляции ткани миокарда, в результате которой в ряде случаев наблюдается частичное механическое разрушение ткани, требующее дополнительных хирургических манипуляций по восстановлению целостности миокарда, так и к недостаточной абляции и, как следствие, возникновению новых рецидивов нарушения ритма [1].

Вышеизложенные факты подтверждают актуальность создания устройства и расходного инструмента, свободных от вышеперечисленных недостатков. В частности, требуется разработать и внедрить более совершенные методики воздействия и определения достижения эффекта трансмуральности.

Описание методик определения эффекта достижения трансмуральности

В результате анализа современных научных подходов к определению достижения эффекта трансмуральности биологической ткани установлено, что основные из них заключаются в измерении температуры в области воздействия электродов и импеданса между электродами.

Первый подход основан на измерении температуры ткани в области воздействия электродов. Достижение определенной температуры обрабатываемой ткани предлагается считать достижением эффекта трансмуральности. Данный подход обладает рядом недостатков: усложнение конструкции инструмента, что связано с необходимостью дополнительного размещения датчиков температуры на инструменте и с погрешностью измерения, так как невоз-

можно измерить температуру во всем объеме ткани (датчики располагаются в некоторых точках). Для точного определения достижения трансмуральности необходимо обеспечить нагрев самой низкотемпературной области ткани выше необходимого порога. Поскольку априорно неизвестно, в каком участке ткани температура будет минимальной, то установление достижения трансмуральности может оказаться ошибочным.

Второй подход основан на измерении импеданса ткани в процессе воздействия и оценке параметров его изменения [5, 6]. Данный подход предполагает измерение импеданса ткани в процессе радиочастотного (РЧ) воздействия на ткань. Главным недостатком данного подхода и устройства является отсутствие контроля скорости изменения импеданса. Этот способ эффективен только при выборе оптимальной мощности генератора для объема ткани, зажатой между двумя парами электродов. В этом случае неравномерное выделение энергии в ткани компенсируется вследствие теплообмена между участками ткани с разной температурой. Если мощность генератора превышает необходимую для данного объема ткани, то происходит локальный перегрев ткани и повышение импеданса в области контакта с электродом. Импеданс ткани достигает порогового значения и выдается ложное сообщение о трансмуральности [2].

Существует способ управления устройством для абляции путем выбора значения приложенной мощности в зависимости от импеданса обрабатываемой ткани, который предусматривает следующий алгоритм:

- 1) размещение двух электродов устройства для абляции на поверхности ткани;
- 2) измерение импеданса ткани между электродами [7, 8];
- 3) подача питания на электроды на основе измеренного импеданса ткани путем:
 - 3.1) подачи на электроды постоянного сигнала, если измеренный импеданс ткани находится между первым пороговым импедансом и вторым пороговым импедансом, причем первый пороговый импеданс меньше второго порогового импеданса;
 - 3.2) подачи на электроды переменного сигнала, если измеренный импеданс ткани больше, чем второй пороговый импеданс, причем переменная мощность обратно пропорционально связана с импедансом ткани.

Существенным недостатком данного способа и устройства является то, что необходимо подать на инструмент разную постоянную мощность для разного объема ткани между двумя парами электродов. В свою очередь мощность зависит от импеданса ткани в текущий момент времени. Такие параметры, как толщина, ширина и структура, не являются постоянными. Биологический объем ткани может иметь один и тот же импеданс в зависимости от условий захвата ткани инструментом. Узкий и тонкий участок ткани и толстый, широкий могут иметь одинаковый импеданс, но мощность для абляции в каждом случае необходима разная.

В случае высокого значения мощности биологическая ткань поддается локальному перегреву и высушиванию в зоне контакта с электродом, что соответствует повышению импеданса и ложному выводу о полученной трансмуральности.

Низкое значение мощности приведет к увеличению времени абляции и, соответственно, к нежелательному прогреву ткани, расположенной близко к зоне абляции.

Однако известные на данный момент устройства и способы не решают в достаточной мере задачу контроля достижения полноты поражения (трансмуральности).

Таким образом, существует потребность введения дополнительных критериев для оценки достижения трансмуральности в процессе воздействия на биологические ткани радиочастотного биполярного электрохирургического инструмента (контроль скорости изменения импеданса и скорости изменения мощности, предварительное определение максимального уровня мощности, подсчет энергии, отданной в нагрузку и определение необходимой полной энергии, определение предела времени абляции на участке импеданса с постоянной скоростью) [3, 4].

Экспериментальные исследования

Известно, что при нагреве ткани, в зависимости от степени нагрева, ее импеданс изменяется по определенному закону. График изменения импеданса по времени в процессе нагрева ткани далее по тексту будем называть характерной кривой импеданса ткани.

Характерная кривая импеданса ткани состоит из трех основных участков:

- 1) снижение импеданса;
- 2) уровень импеданса достиг минимального значения, возможно, на протяжении некоторого времени постоянен или изменяется незначительно;
- 3) увеличение импеданса.

Задача исследования состоит в том, чтобы основываясь на данных об импедансе ткани и положении так называемой рабочей точки на характерной кривой импеданса ткани, сделать выводы о ходе процесса абляции и достижении трансмурального поражения ткани миокарда.

Задача создания трансмуральной зоны поражения миокарда заключается в необходимости за возможно более короткий период времени нагреть нужный (достаточно узкий) участок миокарда.

При анализе теоретических исследований [1–4] установлено, что после прохождения плоского участка характерной кривой импеданса ткани и достижения участка роста импеданса существует определенный порог импеданса, достижение которого может свидетельствовать о достижении трансмуральности.

Вышеуказанный порог импеданса носит индивидуальный характер и для каждой конкретной ситуации он уникален. Требуется разработать методику, позволяющую идентифицировать достижение трансмуральности для разных ситуаций, связанных с наличием разной толщины стенок миокарда.

Авторами проведены экспериментальные исследования на биологической ткани. Во время проведения эксперимента на разные участки ткани (толщиной до 10 мм) подавалась отличная друг от друга постоянная мощность.

В первом эксперименте (рис. 1) при подаче мощности 25 Вт, т.е. выше оптимальной, происходит быстрый нагрев поверхностных слоев ткани и недостаточный нагрев внутренних слоев. Общая картина импеданса участка ткани будет складываться из суммы импедансов поверхностных слоев и внутренних слоев. При этом состояние поверхностных слоев ткани будет соответствовать третьему участку характерной кривой импеданса ткани, соответствующему высокому импедансу. Состояние внутренних слоев будет соответствовать второму участку характерной кривой импеданса ткани, соответствующему низкому импедансу. В данном случае общий импеданс складывается из импеданса внутреннего и поверхностного слоя ткани и будет указывать на достижение трансмуральности при отсутствии такового.

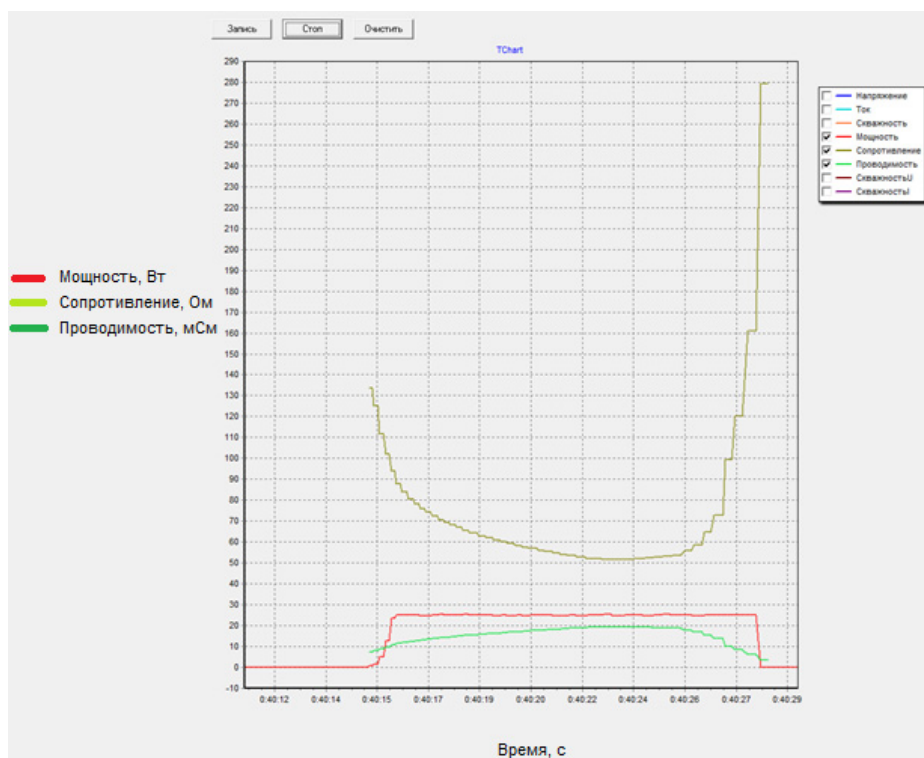


Рис. 1. График зависимости импеданса биологической ткани при РЧ воздействии мощностью 25 Вт

На графике виден лавинообразный рост импеданса, в теории соответствующий достижению трансмуральности. Время воздействия составило порядка 12 с. Скорость падения импеданса на «первом участке» составляет 8,8 % в секунду. Скорость роста импеданса на «третьем участке» составляет 66 % в секунду. При этом рис. 2 показывает, что трансмуральность не достигнута, произошел перегрев поверхностных слоев, и что внутренние слои полностью не затронуты.



Рис. 2. Иллюстрация первого эксперимента

В втором эксперименте (рис. 3), при подаче мощности 10 Вт, т.е. ниже оптимальной, прогрев ткани происходит равномерно. Однако за счет увеличенного времени воздействия и теплопроводности ткани более существенная часть выделяемой тепловой энергии затрачивается на нагрев тех участков ткани, которые непосредственно прилегают к месту воздействия. Это приводит к дополнительному увеличению времени воздействия и расширению зоны поражения. Расширение зоны поражения и увеличение времени воздействия являются крайне нежелательными эффектами. Скорость падения импеданса на «первом участке» составляет 1,6 % в секунду. Скорость роста импеданса на «третьем участке» составляет 3,2 % в секунду. Время воздействия до достижения трансмуральности составило 105 с.

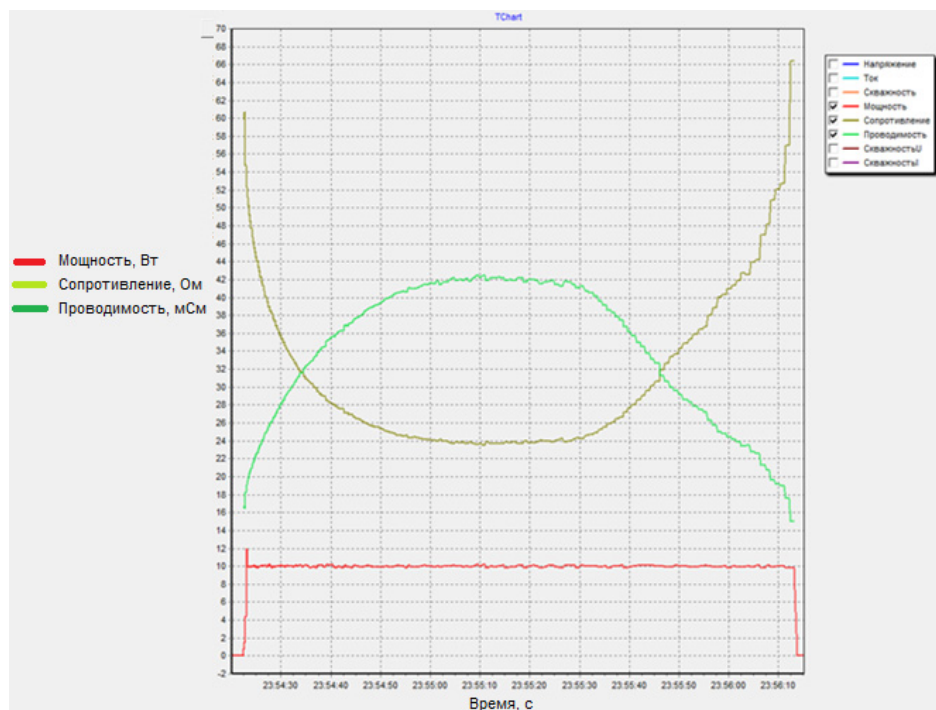


Рис. 3. График зависимости импеданса биологической ткани при РЧ воздействии мощностью 10 Вт

На рис. 4 визуально хорошо просматривается «побеление» участка ткани между контактами зажима, что свидетельствует о коагуляции ткани по всей толщине, что указывает на трансмуральное повреждение. При этом зона коагуляции значительно шире проекции зажима на ткань, с распространением в боковых направлениях частичной коагуляции, которая выглядит визуально как менее выраженное «побеление» ткани.



Рис. 4. Иллюстрация второго эксперимента

Задача поиска оптимальной мощности воздействия сводится к определению той мощности, которая обеспечит трансмуральное поражение ткани за кратчайший период времени, минимально нагревая прилегающие слои тканей.

Предыдущие эксперименты показали, что оптимальным является уровень мощности, который обеспечит падение импеданса на первом участке характерной кривой импеданса ткани со средней скоростью 5 % в секунду. На третьем участке характерной кривой импеданса ткани рост импеданса происходит со скоростью 10 % в секунду, при этом о достижении трансмуральности свидетельствует уровень импеданса, соответствующий значению

$$Z = (Z_{\text{нач}} + Z_{\text{мин}}) \cdot 0,6 \text{ Ом},$$

где $Z_{\text{нач}}$ – импеданс ткани на момент начала воздействия; $Z_{\text{мин}}$ – минимальный импеданс ткани, находящийся на участке «плато» характерной кривой импеданса ткани.

В третьем эксперименте (рис. 5), при подаче оптимальной мощности 20 Вт, скорость падения импеданса на первом участке составляет 7 % в секунду, а скорость роста импеданса на третьем участке достигает 15 % в секунду. Время воздействия до достижения трансмуральности составляет 17 с. Данный уровень мощности применительно к исследуемому образцу ткани обеспечил близкие к требуемым значениям скорости изменения импеданса на соответствующих участках характерной кривой импеданса ткани.

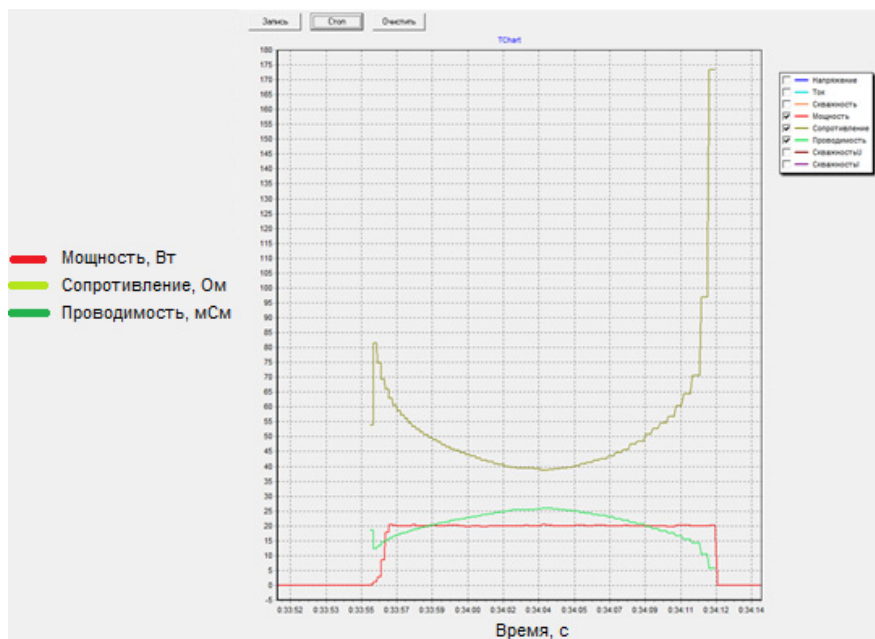


Рис. 5. График зависимости импеданса биологической ткани при РЧ воздействии мощностью 20 Вт

На рис. 6 визуально хорошо просматривается «побеление» участка ткани между контактами зажима, что свидетельствует о коагуляции ткани на всей толщине, что указывает на трансмуральное повреждение. При этом зона коагуляции практически не выходит за пределы проекции зажима на ткань, примерно одинакова по всей толщине ткани; распространения в боковых направлениях частичной коагуляции практически не наблюдается.



Рис. 6. Иллюстрация третьего эксперимента

На графике (см. рис. 5) мощность, приложенная к ткани, постоянна на протяжении всего времени воздействия. Данная ситуация носит частный характер и приведена как наглядная иллюстрация. В практических целях уровень мощности может и должен быть изменяем на протяжении всего времени воздействия в соответствии с описанными выше требованиями по поддержанию определенных скоростей изменения импеданса. Уровень мощности может изменяться плавно, ступенчато или иным образом. Ключевое значение имеет средняя скорость изменения импеданса на соответствующем участке характерной кривой импеданса ткани.

Изложенные результаты доказывают, что эффективность воздействия на аблируемую ткань и качество полученного результата явным образом зависят от правильного выбора мощности, приложенной к обрабатываемой биологической ткани. Для определения эффекта трансмуральности важно в алгоритме работы учесть возможность возникновения непрогретых внутренних слоев при перегретых поверхностных слоях обрабатываемой ткани. Также следует учесть возможность появления поверхностных непрогретых участков в связи с нарушением электрического контакта из-за механических неровностей ткани. Поэтому для достижения эффекта трансмуральности необходимо контролировать дополнительные параметры: осуществлять контроль и регулирование скорости нагрева ткани, осуществлять оценку объема обрабатываемой ткани, расчет необходимого количества энергии для нагрева расчетного объема ткани, осуществлять контроль соответствия реально израсходованного количества энергии расчетному.

Алгоритм работы системы для определения достижения эффекта трансмуральности

Предлагаемый алгоритм позволит получить более качественный прогрев внутренних слоев ткани, чем у аналогов. Принцип его работы следующий:

1. На данном этапе проводится измерение объема ткани между двумя парами электродов. На них подается невысокое напряжение, достаточное для слабого нагрева ткани. Постоянно проводится измерение импеданса ткани и мощности, приложенной к ткани. По соотношению приложенной мощности и скорости изменения импеданса делается вывод об относительном объеме ткани, зажатом между двумя парами электродов. Объем ткани необходимо знать для расчета максимальной мощности генератора, необходимой для воздействия на данный объем ткани. Кроме этого, имея данные об объеме ткани, делается расчет общего количества энергии, которую требуется затратить для нагрева данного объема ткани.

2. Следующий этап – это нагрев ткани с поддержанием заданной скорости снижения импеданса. После отработки предыдущего этапа увеличивается мощность для поддержания нужной скорости нагрева ткани, при которой скорость нагрева ткани и скорость теплообмена между соседними областями ткани уравновешены. Ведется постоянный расчет и контроль затраченной энергии.

3. После достижения максимальной для данного объема ткани мощности абляция продолжается с постоянным значением импеданса. Мощность регулируется таким образом, чтобы

импеданс поддерживался на установившемся уровне. Время воздействия находится в интервале от 5 до 10 с. За это время вследствие теплообмена объем обрабатываемой ткани равномерно прогревается.

4. После достижения некоторого минимального значения импеданс начинает возрастать. Для предотвращения перегрева ткани необходимо снижать мощность, если импеданс растет слишком быстро. В случае если воздействие проведено правильно, то момент начала роста импеданса свидетельствует о достижении трансмуральности. В этот момент сравниваются данные о затраченной на воздействие энергии с расчетными данными о количестве необходимой энергии, полученными в п.1. Если энергии затрачено существенно меньше, то выдается сообщение о риске отсутствия трансмуральности и необходимости повторения процедуры. Если после начала роста импеданса количество реально затраченной энергии соответствует расчетному, согласно п. 1, то это говорит о том, что достигнута трансмуральность.

Предлагаемый алгоритм предназначен для нагрева биологических тканей с целью деструкции определенного участка ткани без нарушения целостности органа.

Заключение

Разработанный алгоритм позволяет получить более качественный прогрев внутренних слоев ткани и определить эффект достижения трансмуральности за более короткое время, что чрезвычайно важно при проведении операций с применением искусственного кровообращения. Предложенный способ позволяет идентифицировать с более высокой достоверностью момент и факт наступления трансмурального поражения миокарда. В совокупности достигнутые результаты способствуют сокращению времени проведения кардиохирургических операций и повышению процента излеченных аритмий как непосредственно после проведения операции, так и в отдаленных периодах.

Библиографический список

1. Радиочастотная абляция сердца как метод хирургического лечения аритмий / И. В. Опалинская, Н. П. Васильева, В. Ю. Кашин, М. Е. Протасов, А. Г. Ямбатов // *Acta medica Eurasica*. – 2018. – № 1. – С. 36–41.
2. Патент RU2016150580 Способ неразрушающей деструкции миокарда предсердий при лечении наджелудочковых аритмий и устройство для его осуществления / Евтушенко А. В., Евтушенко В. В. – Заявл. 21.12.2016 ; опубл. 22.06.2018.
3. Патент RU2665627 Биполярный электрохирургический инструмент для деструкции миокарда предсердий при лечении наджелудочковых аритмий / Евтушенко А. В., Евтушенко В. В., Спесивцев С. А., Киселев Н. В., Силиванов В. В., Голеневский А. С. – Заявл. 21.12.2016 ; опубл. 03.09.2018.
4. Патент RU2691845С1 Способ абляции биологических тканей и устройство для его осуществления / Кульков В. Н., Борзилов А. Г. – № 2019104851 ; заявл. 20.02.2019 ; опубл. 18.06.2019.
5. *Грачев, А. Ю.* Аппаратно-программный комплекс для автоматизированных измерений биоимпеданса / А. Ю. Грачев, О. В. Карпанин, Е. А. Печерская // *Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе*. – 2017. – № 1 (21). – С. 96–108.
6. *Воробьева, Е. Ю.* Факторы, влияющие на точность биоимпедансного анализа / Е. Ю. Воробьева, К. Ю. Крайнова, Е. А. Печерская, А. М. Бибарсова // *Информационные технологии в науке и образовании. Проблемы и перспективы : сб. науч. ст. VI Всерос. межвуз. науч.-практ. конф.* / под ред. Л. Р. Фионовой. – Пенза, 2019. – С. 178–179.
7. *Антипенко, В. В.* Основы биоимпедансного анализа для мониторинга клинического состояния заболеваний / В. В. Антипенко, Е. А. Печерская // *Информационные технологии в науке и образовании. Проблемы и перспективы : сб. ст. по материалам VII Всерос. межвуз. науч.-практ. конф.* / под ред. Л. Р. Фионовой. – Пенза, 2020. – С. 221–224.
8. Development of an automated bioimpedance analyzer for monitoring the clinical condition and diagnosis of human body diseases / V. V. Antipenko, E. A. Pecherskaya, T. O. Zinchenko, D. V. Artamonov, K. Yu. Spitsina, A. V. Pecherskiy // *JOP Conference Series: Metrological Support of Innovative Technologies. Krasnoyarsk Science and Technology City Hall of the Russian Union of Scientific and Engineering Associations*. – Krasnoyarsk, Russia, 2020. – P. 52075.

References

1. Opalinskaya I. V., Vasil'eva N. P., Kashin V. Yu., Protasov M. E., Yambatrov A. G. *Acta medica Eurasica* [Journal of medical Eurasica]. 2018, no. 1. P. 36–41.
2. Patent RU2016150580 *Sposob nerazrushayushchey destruktzii miokarda predserdiy pri lechenii nadzheledochkovykh aritmiy i ustroystvo dlya ego osushchestvleniya* [Patent RU2016150580 Method for non de-

- structive destruction of atrial myocardium in the treatment of supraventricular arrhythmias and a device for its implementation]. Evtushenko A. V., Evtushenko V. V.; appl. 21.12.2016; publ. 22.06.2018. [In Russian]
3. Patent RU2665627 *Bipolyarnyy elektrokhirurgicheskiy instrument dlya destruktсии miokarda pred-serdiy pri lechenii nadzheludochkovykh aritmiy* [Patent RU2665627 Bipolar electrosurgical instrument for destruction of atrial myocardium in the treatment of supraventricular arrhythmias]. Evtushenko A. V., Evtushenko V. V., Spisivtsev S. A., Kiselev N. V., Silivanov V. V., Golenevskiy A. S.; appl. 21.12.2016; publ. 03.09.2018. [In Russian]
 4. Patent RU2691845C1 *Sposob ablyatsii biologicheskikh tkaney i ustroystvo dlya ego osushchestvleniya* [Patent RU2691845C1 Method of ablation of biological tissues and device for its implementation]. Kul'kov V. N., Borzilov A. G. No. 2019104851; appl. 20.02.2019; publ. 18.06.2019. [In Russian]
 5. Grachev A. Yu., Karpanin O. V., Pecherskaya E. A. *Modeli, sistemy, seti v ekonomike, tekhnike, prirode i obshchestve* [Models, systems, and networks in Economics, technology, nature, and society]. 2017, no. 1 (21), pp. 96–108. [In Russian]
 6. Vorob'eva E. Yu., Kraynova K. Yu., Pecherskaya E. A., Bibarsova A. M. *Informatsionnye tekhnologii v nauke i obrazovanii. Problemy i perspektivy: sb. nauch. st. VI Vseros. mezhvuz. nauch.-prakt. konf.* [Information technologies in science and education. Problems and prospects: collection of scientific articles VI all-Russian inter-university scientific-practical conf.]. Penza, 2019, pp. 178–179. [In Russian]
 7. Antipenko V. V., Pecherskaya E. A. *Informatsionnye tekhnologii v nauke i obrazovanii. Problemy i perspektivy: sb. st. po materialam VII Vseros. mezhvuz. nauch.-prakt. konf.* [Information technologies in science and education. Problems and prospects: collection of articles based on the materials of the VII all-Russian inter-university scientific-practical Conf.]. Penza, 2020, pp. 221–224. [In Russian]
 8. Antipenko V. V., Pecherskaya E. A., Zinchenko T. O., Artamonov D. V., Spitsina K. Yu., Pecherskiy A. V. *JOP Conference Series: Metrological Support of Innovative Technologies. Krasnoyarsk Science and Technology City Hall of the Russian Union of Scientific and Engineering Associations*. Krasnoyarsk, Russia, 2020, p. 52075.

Антипенко Владимир Викторович

аспирант,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: v.antipenko7@yandex.ru

Antipenko Vladimir Viktorovich

postgraduate student,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Кульков Владимир Николаевич

директор ООО «Анико»
(Россия, г. Пенза, ул. Центральная, стр. 1)
E-mail: kulkov_v@mail.ru

Kulkov Vladimir Nikolaevich

director of Aniko LLC
(build. 1 Tsentral'naya street, Penza, Russia)

Печерская Екатерина Анатольевна

доктор технических наук, доцент,
заведующий кафедрой информационно-
измерительной техники и метрологии,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: peal@list.ru

Pecherskaya Ekaterina Anatolevna

doctor of technical sciences, associate professor,
head of sub-department of information
and measuring equipment and metrology,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Антипенко Светлана Анатольевна

инженер,
ПО «Электроприбор»
(Россия, г. Пенза, проспект Победы, 69)
E-mail: zarsveta5@gmail.com

Antipenko Svetlana Anatolevna

engineer,
PIC «Electropribor»
(69 Pobedy avenue, Penza, Russia)

Образец цитирования:

Антипенко, В. В. Разработка алгоритма функционирования системы для определения достижения эффекта трансуральности / В. В. Антипенко, В. Н. Кульков, Е. А. Печерская, С. А. Антипенко // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2020. – № 4 (34). – С. 92–100. – DOI 10.21685/2307-5538-2020-4-11.