

Соловйов В.Г. <https://orcid.org/0000-0002-1454-7520>

Ланкін Ю.М. <https://orcid.org/0000-0001-6306-8086>

Романова І.Ю. <https://orcid.org/0000-0001-7154-1830>

УДК 616.155.001.8

РАЗРАБОТКА МОДЕЛЕЙ БИПОЛЯРНЫХ ЭЛЕКТРОДОВ ДЛЯ ЭФФЕКТИВНОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАГРЕВА ПРИ РАДИОЧАСТОТНОЙ АБЛЯЦИИ ВАРИКОЗНЫХ ВЕН

В.Г. Соловйов, Ю.М. Ланкін, І.Ю. Романова

ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України. 03150, м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11.

E-mail: hhsova@gmail.com

Данная работа посвящена моделированию конструкции биполярных электродов для эффективного распределения нагрева при радиочастотной абляции варикозных вен. Радиочастотная абляция (РЧА) вен является малоинвазивным методом лечения варикозного расширения вен, основанным на закрытии магистральных поверхностных вен под воздействием тепловой энергии, создаваемой током высокой частоты. В данной работе описывается процедура РЧА, а также разработка и сравнение трех моделей биполярных электродов, позволяющих эффективно распределить нагревание на участке вены, что повышает эффективность метода и уменьшает риск осложнений. Показано, что аблятор с электродом в виде биполярной проволоочной намотки с прямоугольным сечением вокруг изолятора является более предпочтительным по равномерности распределения теплового поля вдоль электрода. Результаты моделирования можно использовать для дальнейшей оптимизации процедуры РЧА вен. Библиогр. 12, табл. 2, рис. 9.

Ключевые слова: радиочастотная абляция, варикозное расширение вен, биполярный электрод, удельная проводимость.

Вступление. Варикозное расширение вен - одно из распространенных заболеваний сосудов, которое может привести к серьезным осложнениям, таким как тромбофлебит и язвы нижних конечностей. Радиочастотная абляция (РЧА) вен является одним из современных и эффективных методов лечения варикозной болезни, который основан на закрытии магистральных поверхностных вен под влиянием тепловой энергии, создаваемой током высокой частоты. Она явно эффективна и менее болезненна, чем операция и лазерная абляция [1]. Несмотря на многие достижения в лечении варикозной болезни, в настоящее время нет единого стандарта для лечения данного заболевания. Радиочастотная абляция (РЧА) вен - один из новых методов лечения варикозных вен, который сравнительно мало исследован.

В настоящее время математическое моделирование процесса радиочастотной абляции (РЧА) при варикозном расширении вен является неотъемлемой составляющей работы над усовершенствованием одного из распространенных методов абляции с

использованием биполярных электродов [2-11]. В работах [2-5] описываются оптимизированная система биполярной радиочастотной абляции и новые устройства биполярной радиочастотной абляции для лечения варикозных вен с оптимизированным дизайном электродов. Авторы провели численное моделирование и эксперименты *in vitro*, чтобы оценить эффективность и безопасность системы. Результаты показали, что новые устройства могут обеспечить более эффективное и безопасное лечение варикозных вен, чем стандартные системы с использованием лазера. В частности, в работе [2] исследователи предложили использовать электроды с множеством острых кончиков, которые были размещены на одном цилиндрическом корпусе, для того чтобы сократить время проведения процедуры и увеличить эффективность лечения. Они провели серию численных симуляций и экспериментов *in vitro* для определения наилучшей конфигурации электродов и оптимизации параметров радиочастотной абляции. В работе [3] авторы использовали численное моделирование и эксперименты *in vitro* для оптимизации расстояния между электродами и их длины. Конструкция биполярных электродов для оптимизации процесса РЧА имеет вид двух цилиндрических электродов, разделенных изоляционной прокладкой. Каждый электрод имеет свою длину и диаметр, а расстояние между ними является параметром, который был изменен в различных вариантах. Электроды были выполнены из меди и закреплены на специальных подставках для удобства использования в лабораторных исследованиях *in vitro*. Конструкция была оптимизирована путем численного моделирования и экспериментальных исследований *in vitro*. Они обнаружили, что наилучшие результаты достигаются при использовании электродов с расстоянием между ними в 4 мм и длиной 25 мм. Также было установлено, что увеличение числа электродов может улучшить точность обработки, но это может привести к увеличению мощности, необходимой для проведения процедуры. В работе [4] авторы провели оптимизацию конфигурации электродов, установив их на расстоянии 1 мм друг от друга и подключив к ним кабели фиксированной длины. Были проведены эксперименты на *ex vivo* и *in vivo* объектах, которые продемонстрировали эффективность нового биполярного устройства. Оно позволило уменьшить разность температур между сосудистой стенкой и внутренней частью вены, что минимизировало повреждения окружающих тканей и уменьшило риск возникновения осложнений. В работе [5] авторы предложили новую конструкцию биполярных электродов для радиочастотной абляции, используемых при лечении варикозного расширения вен. Электроды состояли из двух параллельных игл с цилиндрическим изолятором, помещенным между ними. Длина и диаметр игл и изолятора были оптимизированы с использованием метода конечных элементов (МКЭ) для достижения более эффективного нагрева вены при минимизации

риска термического повреждения окружающих тканей. В работах [6-11] проведены исследования по совершенствованию биполярных электродов для радиочастотной абляции сосудов печени, почек и сердца. Важно отметить, что исследования в этой области продолжаются, что ведет к усовершенствованию технологии абляции и повышению эффективности лечения.

Цель работы. Разработка и оптимизация модели биполярных электродов для контроля степени нагрева ткани не по температуре поверхности электродов, а по состоянию самой ткани, в частности по ее удельной электропроводности. Достижение наиболее эффективного распределения нагрева на длинных участках вен при РЧА, с целью увеличения эффективности лечения и снижения риска осложнений.

Моделирование. Математическая модель описывается рядом уравнений.

$$\rho(T)C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla q = Q \quad (1)$$

Это уравнение описывает распространение тепла в среде с изменяющейся температурой $T, ^\circ\text{K}$ и плотностью $\rho, \text{кг/м}^3$. Здесь $\partial T/\partial t$ обозначает скорость изменения температуры с течением времени, $C_p, \text{Дж/(кг}\cdot\text{K)}$ - удельная теплоемкость среды, ∇q - поток тепла через единицу площади, а Q - плотность дополнительного источника тепла в среде. Где $q = -k(T)\nabla T$, $k(T)$ - теплопроводность, $\text{Вт/(м}\cdot\text{K)}$. В качестве дополнительного источника тепла может быть нагретый изолятор биполярного электрода.

Слева от знака равенства (1) находится сумма двух слагаемых: первое описывает изменение температуры с течением времени, а второе - перенос тепла через поверхность среды. Справа находится плотность тепловых источников в среде, которая может быть как внешней (например, температура тела человека), так и внутренней (например, протекание электрического тока в среде).

При работе со стационарными электрическими токами в среде, которая является проводником, учитывается стационарное уравнение неразрывности. В стационарной системе координат точечная форма закона Ома утверждает, что:

$$J = \sigma(T)E,$$

где J - плотность тока; E - напряженность электрического поля; $\sigma(T)$, S/м - удельная проводимость среды, зависящая от температуры.

Статическая форма уравнения неразрывности требует:

$$\nabla J = -\nabla\sigma(T)\nabla U = 0, \text{ где } U - \text{напряжение.}$$

Модель стенки вены состоит из трех слоев – адвентиция $\sigma=0.2$ S/m, мышечный слой $\sigma=0.3$ S/m и эндотелий $\sigma=0.4$ S/m. Центральная часть (основа) наконечника катетера определена как идеальный изолятор. Материал электродов – медь $\sigma=5.998e7$ S/m. Значения σ соответствуют температуре 20°C. Расчеты проведены с использованием метода конечных разностей. Параметры $C_p[T]$, $\rho[T]$, $k[T]$, $\sigma[T]$ заданные соответствующими аппроксимирующими зависимостями от температуры T , К (в статье не приводятся).

Модель №1. Аблятор с биполярным цилиндрическим электродом.

Рассмотрена геометрическая модель, изображенная на рис.1, где D – внутренний диаметр вены, KR – толщина моделируемого пространства в вене перед катетером, $L1$ – длина первого электрода, $L2$ – длина второго электрода, L – длина промежутка между электродами, $d1$ – диаметр изолирующей втулки внутри второго электрода.

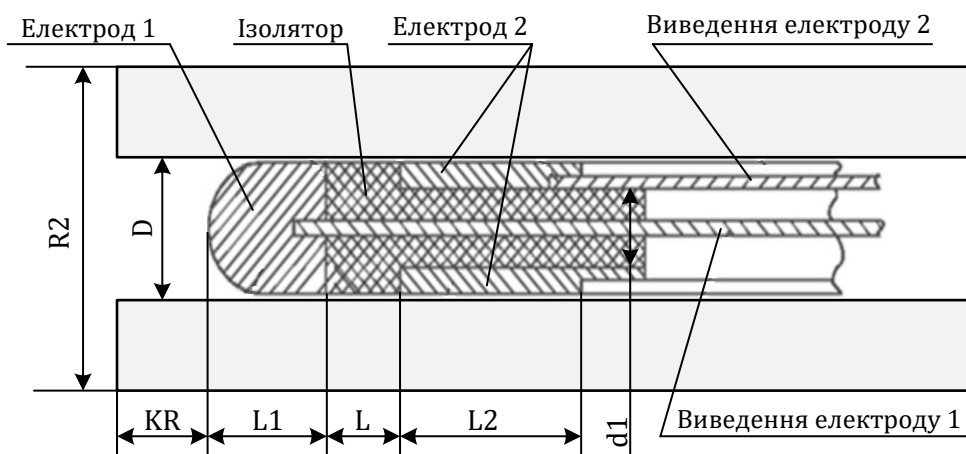


Рис.1 Геометрическое представление модели №1.

В модели №1 представлен сосуд в виде трубки из биологической ткани, которая плотно прилегает к электроду. Кровеносные сосуды являются мягкими и довольно рыхлыми внутри. При окклюзии они отключаются от кровеносной системы, поэтому в них нет кровяного давления. Однако при внешнем нажатии они могут деформироваться под размер биполярного электрода. Кроме того, они заполнены кровью. Несмотря на это, опыт показывает, что нагрев всегда проходит надежно, и проблем с электрическим контактом нет.

Электрофизические параметры тканей определяются электролитами (растворы NaCl и CaCl₂) и структурой каркаса тканей, то есть структурой пространства заполненного электролитом между неэлектропроводными белками.

Основная идея предлагаемого варианта абляции строится на следующих заключениях. При высокочастотной сварке биоткани биполярным инструментом нагрев ткани приводит к увеличению ее удельного сопротивления вследствие обезвоживания. Обычно нагрев выполняется с использованием источника постоянного стабилизированного напряжения. В этом случае сопротивление ткани увеличивается относительно плавно и монотонно. Исследования [12] показали, что при сварке, то есть при обязательном довольно значительном давлении и постоянном напряжении, сопротивление ткани сначала резко уменьшается вследствие увеличения проводимости электролитов с ростом температуры. Затем происходит обезвоживание ткани вследствие выдавливания воды под действием градиента давления и испарения. При этом сопротивление находится на постоянно низком уровне. Через некоторое время после полного обезвоживания сопротивление скачкообразно увеличивается. Замеры показывают, что биоткань между электродами нагревается до 95°C и дальнейший нагрев прекращается. Цель состоит в том, чтобы добиться радиочастотной абляции без необходимости значительного давления.

В известных методах радиочастотной абляции либо измеряют температуру нагревателя, либо покрывают электроды специальным веществом, проводимость которого скачкообразно уменьшается при определенной температуре для контроля температуры. В данном случае предлагается использовать метод контроля степени нагрева ткани, который не учитывает температуру поверхности электродов, но основан на контроле состояния самой ткани.

На рис.2 представлены распределения тепловых полей при абляции вены для трех режимов модели.

Таблица 1. Значения параметров для трех демонстрируемых режимов модели.

Parameters	
Name	Expression
D	6
L	13
L2	13
L1	13
R2	20
KR	4
d1	D/4
U	35

а

Parameters	
Name	Expression
D	6
L	35
L2	1
L1	1
R2	20
KR	4
d1	D/4
U	35

б

Parameters	
Name	Expression
D	6
L	1
L2	1
L1	1
R2	20
KR	4
d1	D/4
U	8

в

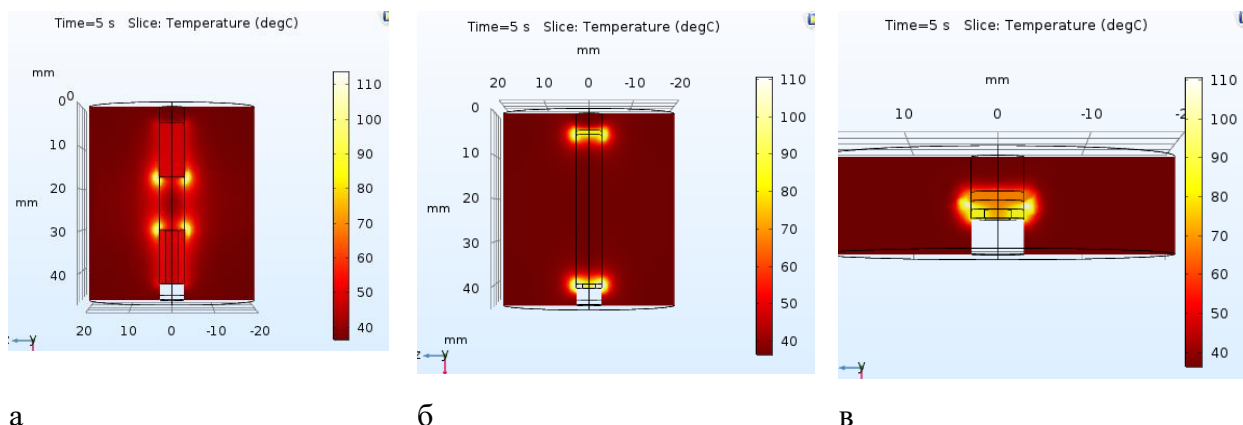


Рис.2. Распределения тепловых полей при абляции вены для трех вариантов модели.

Где R_2 – условный диаметр рассматриваемого пространства биоткани, за границей которого поддерживается граничное условие температуры $T=36^{\circ}\text{C}$; U - напряжение между электродами.

Напряжение между электродами подбиралось таким, чтобы максимальное значение температуры вены при нагреве за время 5 секунд не превышало 110°C .

Данное исследование демонстрирует сильное влияние геометрических параметров взаимного расположения электродов на равномерность распределения тепла в вене при абляции. Наиболее равномерное распределение тепла наблюдается в варианте **в**). Однако при этом длина рабочей части биполярного электрода становится недопустимо короткой (1 мм), так как в этом случае усложняется механизм передвижения катетера внутри вены при абляции.

Предлагается контролировать степень нагрева ткани по состоянию самой ткани. Однако состояние ткани мы можем контролировать только по изменению общего интегрального значения проводимости всего участка биоткани, который охвачен электрическим полем. В этой связи важно обеспечить равномерность распределения температурного поля на всем контролируемом участке биоткани. Что обеспечит относительную идентичность функциональной зависимости проводимости контролируемого участка ткани и ее удельной проводимости от температуры. Кроме того, электрод 1 обладает повышенной теплоемкостью по сравнению с электродом 2, так как имеет вид цилиндра и его масса больше, что ухудшает динамические характеристики регулятора, использующего проводимость биоткани. Поэтому необходимо сделать электрод 1 трубчатым с оптимальной для целей регулирования толщиной стенки.

Из этого следует, что нужно использовать для наконечника катетера специальную биполярную намотку электродной проволокой, которая должна быть вокруг

изолирующего основания нужного размера и вида. Можно использовать вариант, изображенный на рис. 3, но с многократным повторением.

Модель №2. Аблятор с электродом в виде биполярной тороидальной катушки с круговым сечением проволоки вокруг изолятора.

Медные спиральные электроды, ограниченные двумя витками, заменены четырьмя торами, что не меняет картину температурного поля в ткани вены, но значительно упрощает расчеты. На рис.3 представлена графическая модель вены с электродом в виде биполярной тороидальной катушки с круговым сечением проволоки вокруг изолятора (а) и распределение температурного поля в вене при абляции (б).

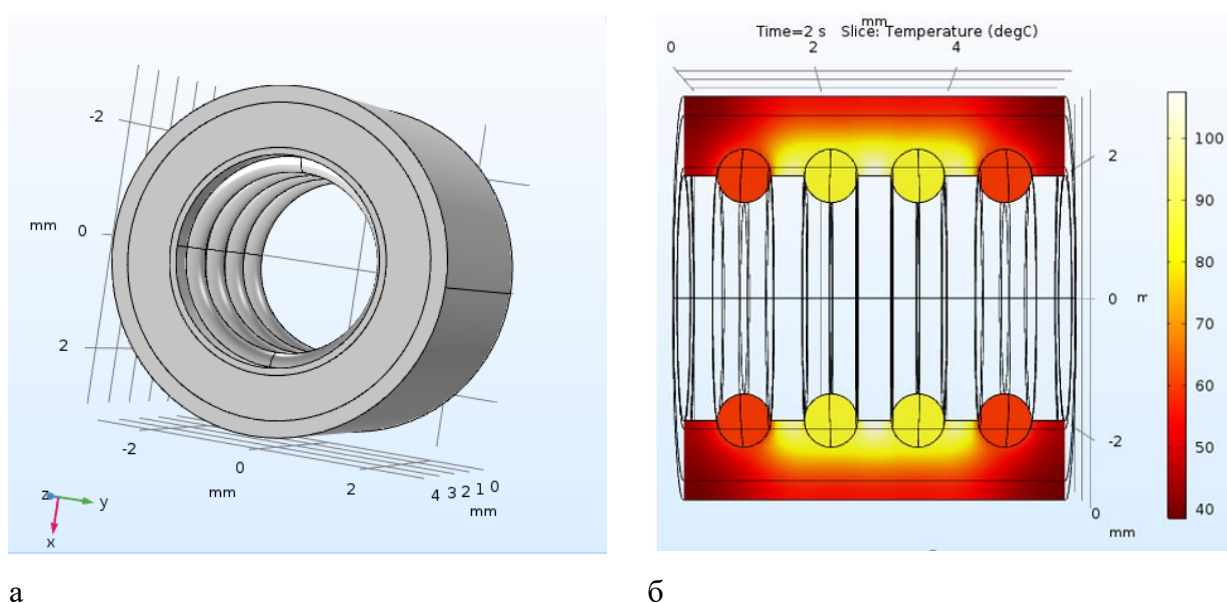
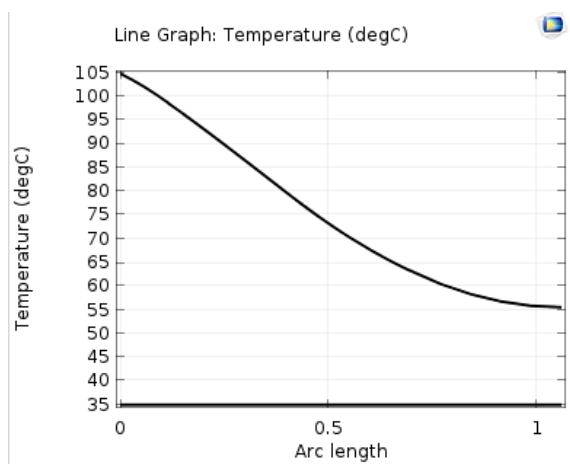


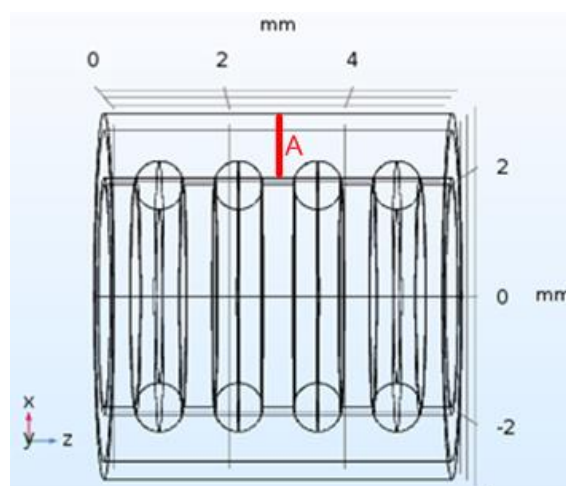
Рис.3. Графическая модель вены с электродом в виде биполярной тороидальной катушки с круговым сечением проволоки вокруг изолятора (а), распределение температурного поля в вене при абляции (б).

Особенностью такой реализации биполярного электрода в том, что тепло распределяется между каждой парой соседних разно полярных витков и равномерность его можно регулировать, изменяя шаг катушки. Количество витков определяет длину обрабатываемой теплом участка вены. Однако, выступающие провода, деформирующие стенку вены, усиливают неравномерность контакта со стенкой вены и увеличивают неравномерность распределения тепла.

На рис.4а показано как изменяется температура биоткани от нагрева внутренней стенки вены вдоль красной линии «А» (рис.4б) на участке длиной в 1 мм.



а



б

Рис.4. Распределение температуры (а) вдоль красной линии "А" - (б).

В таблице 2 приведены результаты математического эксперимента на модели процесса абляции вены двойным спиральным электродом. Расчеты проводились с учетом ограничений по температуре в зоне нагрева 105°C и по времени нагрева 2 секунды. Получены значения токов и сопротивлений при использовании ВЧ источника при различных размерах вены, различных диаметрах электродов, межвитковых расстояний и т.д. Получены значения напряжений источника, которые позволяют достичь температуры в зоне нагрева 105°C за 2 секунды и температуры на внешней поверхности вены $53-58^{\circ}\text{C}$. При расчете сечения электродов учитывались ограничения по силе протекающего тока. Предполагаемая нагрузка на источник тока вычислялась как результат умножения расчетного тока на расчетное количество витков у спиралей электродов. Модель позволяет проводить расчеты при различных исходных данных.

Таблица 2. Результаты математического эксперимента на модели процесса абляции вены двойным спиральным электродом с круглым сечением.

D вены, мм	dвн мм	tнагр=2 с; Тэл $\approx 105^{\circ}\text{C}$; Hs = 40 мм;									
		L=0.5 мм; d=0,795 мм					L=1.4 мм; d=0,51 мм				
		U, В	I, А	R, Ом	N вит	Твн, $^{\circ}\text{C}$	U, В	I, А	R, Ом	N витк	Твн, $^{\circ}\text{C}$
6	3,64	19,8	4,27	4,64	15,3	55	36,8	2,32	15,8	10,1	58
5	2,64	20	4,27	4,68	15,25	55	36,6	2,32	15,7	10,1	57
4	1,64	20	2,29	8,74	15,25	54	36,2	2,32	15,58	10,1	56
3	0,64	-	-	-	-	-	35	0,71	49,5	10,1	53

D вены – внешний диаметр вены;

dвн – внутренний диаметр вены. Он равен диаметру оси спирали электрода;

tнагр – время нагрева вены электродами;

Тэл – конечная за время нагрева температура вены в зоне электрода;

Hs – длина наконечника катетера;

L – расстояние между соседними электродами разной полярности;

d – диаметр сечения электрода;

U , I , и R – напряжение, ток и сопротивление нагрузки для источника питания;

$N_{\text{вит}}$ – количество витков на наконечнике катетера;

$T_{\text{вн}}$ – температура внешней поверхности вены.

Основным недостатком рассмотренной модели №2 является практически полное проникновение выступающих медных электродов в ткань вены, которая не обладает достаточной эластичностью. В результате искажается распределение температурного поля.

Модель №3. Аблятор с электродом в виде биполярной проволоочной намотки с прямоугольным сечением вокруг изолятора.

Для обмотки наконечника катетера аблятора предлагается использовать проволоку с прямоугольным сечением. Такое сечение позволяет увеличить площадь электрического контакта электрода с внутренней стенкой вены и снизить теплоемкость электродов (см. рис. 5). Для размещения биполярной проволоочной намотки в изоляторе предусмотрены пазы соответствующего размера.

В модели спираль заменена на три группы биполярных медных колец (см. рис. 7б). Это практически не влияет на картину температурного поля в ткани вены, но значительно упрощает расчеты.

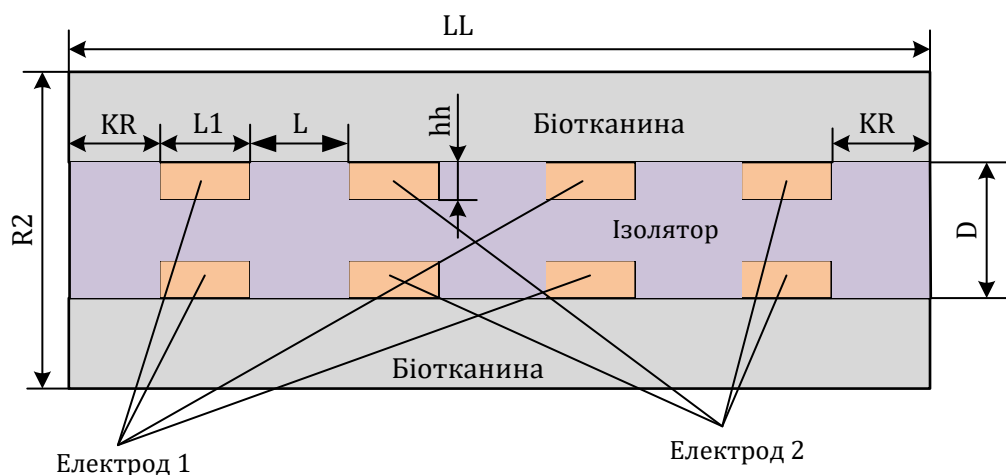
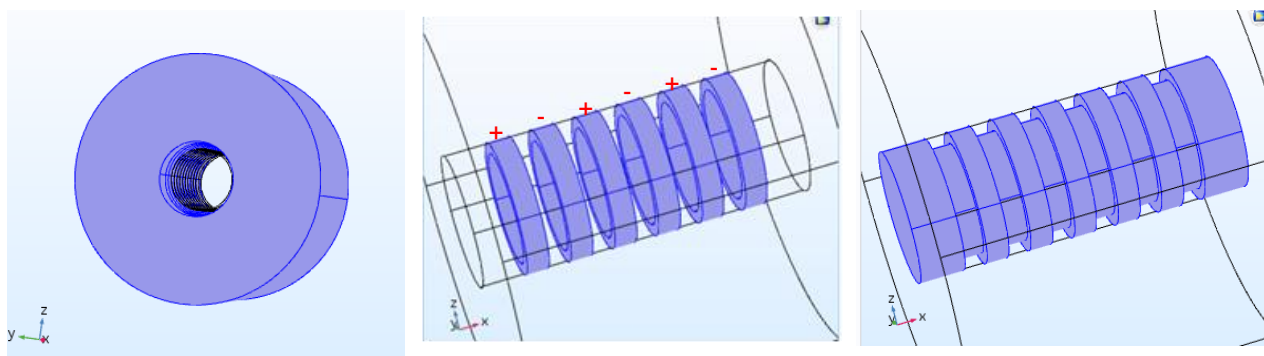


Рис.5. Геометрическая модель вены с электродами с прямоугольным сечением (показаны только две группы колец).



а

б

в

Рис.6. Графическая модель: а – моделируемое пространство биполярного электрода; б – электроды (три группы биполярных колец); в – изолятор.

Таблица 3. Значения параметров модели вены с электродами с прямоугольным сечением.

Parameters	
Name	Expression
D	6
L1	1
L	1
KR	2
R2	20
LL	$2 \cdot KR + 6 \cdot L1 + 5 \cdot L$
hh	0.5
U1	8
U0	0

Где LL – длина моделируемой части катетера, мм;

hh – толщина колец электродов, мм;

U1 – напряжение на одной группе колец электродов (обозначенных «+» на рис.6б), В;

U0 - напряжение на другой группе колец электродов (обозначенных «-» на рис.6б), В.

Распределение теплового поля на модели с параметрами из табл. 3 на третьей секунде нагрева (рис. 7) удовлетворительно равномерно. Однако, дальнейший нагрев может привести к ухудшению равномерности из-за увеличения температуры.

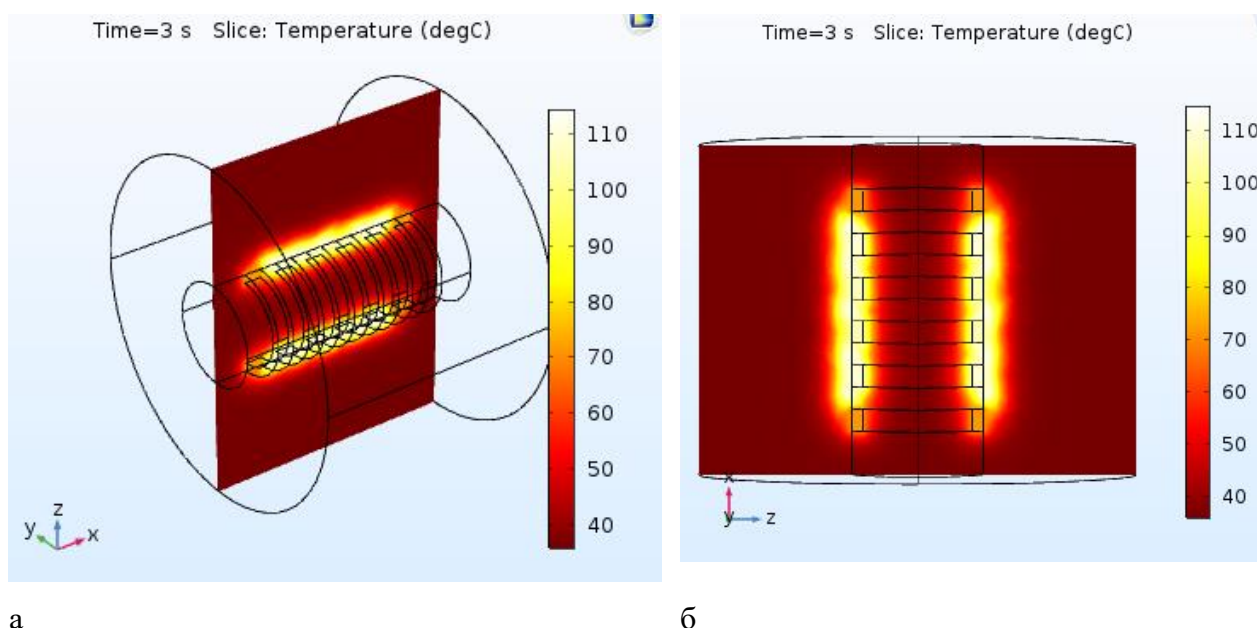


Рис.7. Распределение температурного поля, изображенного в двух ракурсах.

Проведен анализ возможности контроля нагрева участка вены, предназначенного для абляции, по интегральному значению удельной электропроводности биоткани. На рис.8а приведен график изменения $\sigma(T)$ от времени нагрева, а на рис.8(б) приведен график изменения температуры в одной из точек внутренней поверхности вены от времени нагрева. Для расчетов приняты данные приведенные в табл.3.

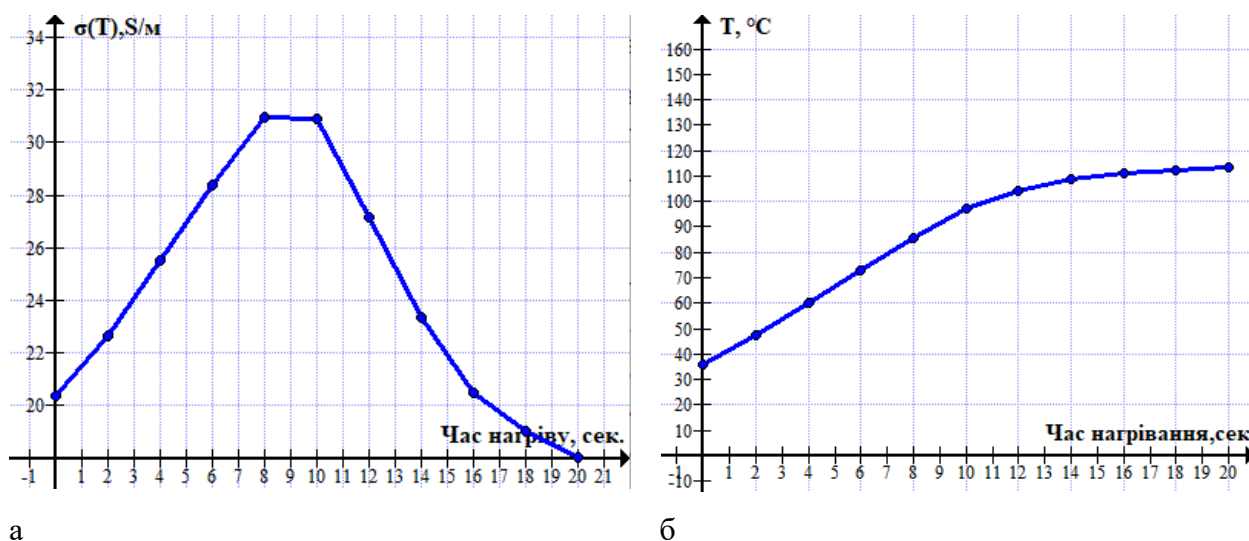


Рис.8. Контроль изменения а - удельной проводимости $\sigma(T)$, и б - температуры стенки вены T от времени нагрева.

На рис. 8 показаны изменения удельной проводимости $\sigma(T)$ и температуры стенки вены во время процесса нагрева. На графике видно, что на 9-й секунде процесса удельная проводимость достигает максимального значения в 31 С/м, а температура стенки вены - 90°C. Управление процессом нагрева можно осуществлять путем отключения в момент

достижения максимального значения удельной проводимости $\sigma(T)$, которая рассчитывается по данным тока и напряжения.

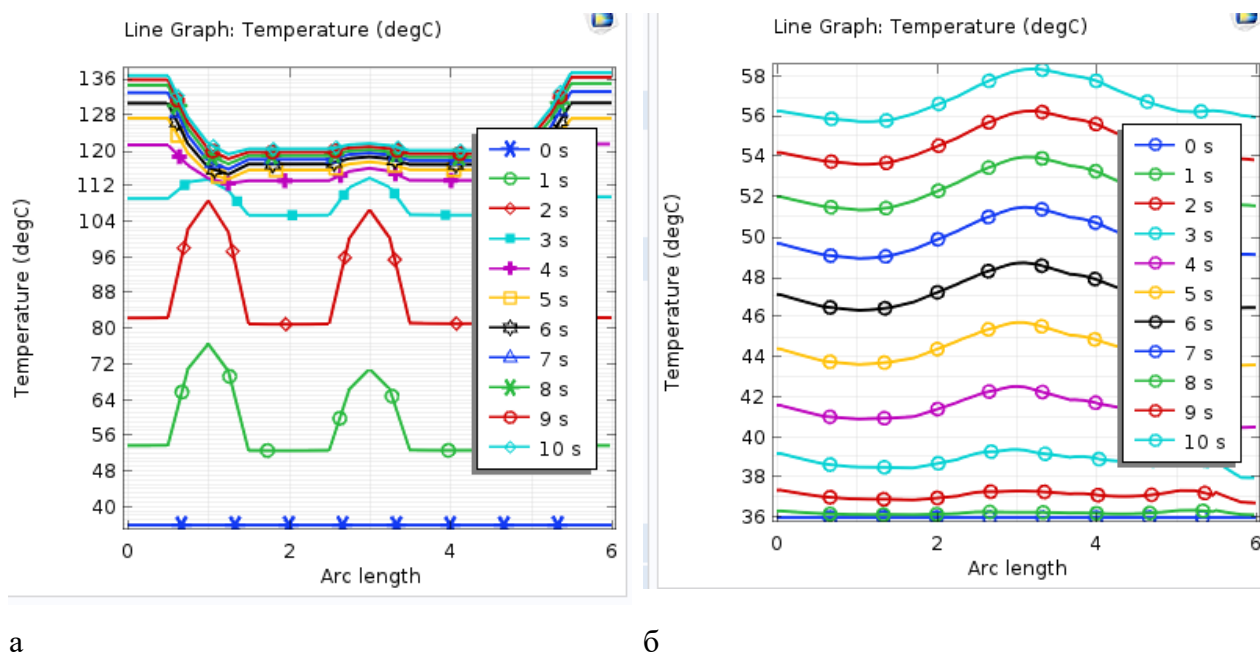


Рис.9. Температура вдоль внутренней поверхности вены между электродами (а) и на расстоянии 2 мм от нее (б).

Анализируя рис. 9, можно заметить, что на 3-й секунде температура внутренней поверхности вены достигла 108-113°C, тогда как на расстоянии 2 мм от нее температура достигла только 39°C. Чтобы достичь температуры 59-60°C на расстоянии 2 мм (при которой происходит денатурация биоткани), потребуется 10 секунд. За это время внутренняя поверхность вены нагреется до 136°C. В такой ситуации, проводимость контролируемого слоя биоткани может значительно отличаться от функциональной зависимости удельной проводимости биоткани от температуры $\sigma(T)$, полученной заранее, так как распределение теплового поля неравномерно, а интегральная оценка проводимости $G(T)$ доступна только при контроле протекающего тока. В известных абляторах, где производится контроль и поддержание температуры наконечника катетера, после достижения температуры 100°C происходит поддержание этой температуры в течение заданного заранее времени (20 секунд) для прогрева внешней стенки вены до необходимой температуры и завершения процесса абляции участка вены.

Если в зоне контроля распределение теплового поля неравномерно и в ней появились участки со структурными изменениями ткани, то этот участок приобретает непрогнозируемые свойства функциональной зависимости удельной проводимости биоткани от температуры. Использование стабилизированного источника напряжения позволяет достичь положительных результатов при нагреве биоткани с неопределенной

удельной проводимостью, так как напряжение перераспределится между участками, которые еще не достигли достаточного нагрева.

В условиях невозможности поддержания температуры заданного значения с помощью регулирования в течение необходимого периода времени, можно использовать теплоемкость изолятора как дополнительного источника тепла. После достижения заданной температуры внутренней поверхности вены, напряжение отключается, что останавливает поступление тепла от источника электроэнергии и предотвращает дальнейшее повышение температуры. Однако изолятор и электроды продолжают отдавать тепло в стенку вены, что приводит к нагреву внутренней поверхности вены и частичному, но незначительному, охлаждению внешней поверхности.

Выводы.

Рассмотрены три варианта конструкций биполярных электродов для РЧА. Вариант с моделью №3 является более предпочтительным по равномерности распределения теплового поля вдоль электрода.

Контроль температуры биоткани с использованием данных функциональной зависимости удельной проводимости биоткани от температуры может быть использован только до достижения структурных изменений ткани, после чего процесс регулирования температуры становится затруднительным.

При невозможности поддержания заданной температуры в течение нужного времени можно использовать теплоемкость изолятора как дополнительный источник тепла. Для этого после достижения заданной температуры внутренней поверхности вены отключается напряжение, но тепло от изолятора и электродов передается в стенку вены, что приводит к нагреву внутренней поверхности вены и частичному охлаждению внешней поверхности.

Задача решается путем выбора соответствующих материалов с заданным коэффициентом теплопроводности и теплоемкости, выбором значения питающего напряжения и геометрических параметров электрода.

При неравномерном распределении теплового поля в зоне контроля и появлении участков со структурными изменениями ткани, такие участки могут приобрести непредсказуемые свойства функциональной зависимости удельной проводимости биоткани от температуры. Использование стабилизированного источника напряжения может помочь в таких случаях, так как напряжение перераспределится между участками, выравнивая нагрев и позволяя достичь положительных результатов при нагреве биоткани.

Список литературы.

1. Roth SM. Endovenous radiofrequency ablation of superficial and perforator veins. *Surg Clin North Am.* 2007;87:1267–84.
2. Li, X., et al. "An optimized bipolar radiofrequency ablation system for treating varicose veins: numerical simulation and in vitro experiments." *Journal of Medical Devices*, vol. 13, no. 3, 2019.
3. Huang, L., et al. "Optimizing electrode configuration of bipolar radiofrequency ablation for varicose veins treatment: numerical simulation and in vitro experiments." *Medical Engineering & Physics*, vol. 68, pp. 59-68, 2019.
4. Chen, W., et al. "A novel bipolar radiofrequency ablation device with optimized electrode design for varicose veins: ex vivo and in vivo experiments." *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 57, no. 8, pp. 1689-1702, 2019.
5. Chen, W., et al. "Optimization of bipolar radiofrequency ablation electrode for varicose vein treatment using finite element method." *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 38, no. 1, pp. 65-77, 2018.
6. Liu, Y., et al. "Numerical simulation and experimental study of an optimized bipolar radiofrequency ablation system for varicose vein treatment." *Technology and Health Care*, vol. 28, no. S2, pp. 729-738, 2020.
7. Chou, Y.H., et al. "Optimized bipolar electrodes for radiofrequency ablation with efficient heat distribution." *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 48, no. 2, pp. 123-130, 2010.
8. Kim, J.Y., et al. "Optimization of bipolar radiofrequency ablation electrode design for efficient heating." *Journal of Medical Devices*, vol. 6, no. 1, 2012.
9. Loh, S.A., et al. "Bipolar radiofrequency ablation: a new technique for creating large-volume, spherical ablations." *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, vol. 21, no. 9, pp. 1332-1335, 2010.
10. Solomon, S.B., et al. "Bipolar radiofrequency ablation: initial feasibility study." *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, vol. 21, no. 3, pp. 417-422, 2010.
11. Zhang, K., et al. "Theoretical and experimental investigation of bipolar radiofrequency ablation with novel electrodes." *International Journal of Hyperthermia*, vol. 31, no. 7, pp. 797-804, 2015.
12. Ланкін Ю.М., Соловйов В.Г. Романова І.Ю., (2021). Дослідження зміни питомої електропровідності біологічних тканин в результаті локального стискання електродами при біполярному зварюванні. *Автоматичне зварювання*, 1, 38-42.

Робота виконана за темою фінансується