

## Анализ термоэлектрических характеристик тканей матки при электрохирургической миомэктомии

А. С. Фоменко,\* В. А. Карпухин

*Московский государственный технический университет имени Н.Э.Баумана,  
факультет биомедицинской техники, кафедра биомедицинских технических систем  
Россия, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1  
(Статья поступила 19.06.2019; Подписана в печать 30.10.2019)*

Обоснована актуальность контроля температуры тканей при электрохирургическом лечении миомы матки. Предложен метод оценки температуры нагрева биологической ткани на основе измерения частоты релаксации обрабатываемых биологических тканей. Были разработаны геометрическая и математическая модели для расчета термоэлектрических характеристик биологических тканей при воздействии высокочастотным электрическим током. Проведен вычислительный эксперимент по исследованию влияния температуры нагрева биологической ткани в зоне резекции на ее частоту релаксации. В результате проведенных исследований установлена линейная зависимость между температурой нагрева биологических тканей и ее частотой релаксации для заданной геометрии игольчатого электрода.

PACS: 87.50.-a

УДК: 53.096

Ключевые слова: контроль температуры, электрический импеданс биологической ткани, хирургия, электрохирургия.

### ВВЕДЕНИЕ

Согласно статистическим данным, в сфере акушерства и гинекологии, миома матки — наиболее часто встречающаяся доброкачественная опухоль у женщин репродуктивного возраста и составляет 25% от общего числа гинекологических заболеваний. Вероятность женского бесплодия по причине миомы матки в период с 30 до 40 лет растет с 20% до 40% [1]. Электрохирургическая миомэктомия, процедура, представляющая лапароскопическое удаление только миоматозных узлов. Явное преимущество метода по сравнению с радикальной гистерэктомией, это меньшая травматичность. в том числе более короткий период реабилитации и сохранение возможности стать матерью в будущем [2]. Однако электрохирургическое вмешательство может повлечь за собой и ряд негативных последствий, обусловленных неконтролируемым выделением тепла в зоне воздействия среди которых высокая вероятность получения электротравмы, сопутствующие ожоги и обугливание обрабатываемых тканей [3]. Для исключения ожогов и обугливания биологической ткани необходимо осуществлять прецизионный контроль температурного режима в зоне электрохирургического воздействия. Существует несколько технологий позволяющих измерить температуру биологической ткани: термометр, пирометр, тепловизор [4]. Однако все они дают информацию лишь о поверхностной температуре биологической ткани и не обладают необходимой скоростью измерения [5]. Температура внутри биологических тканей остается неизвестной. Между электрическими свойствами биологических тканей и их тем-

пературой существует установленная зависимость [6]. Значит, оценить максимальную по объему температуру в зоне электрохирургического воздействия, можно измеряя электрические характеристики биологической ткани. В качестве измеряемой характеристики предлагается частота релаксации биологической ткани. Зная температуру биологической ткани, можно в режиме реального времени корректировать параметры электрохирургического воздействия и существенно снизить вероятность возникновения ожогов и обугливания. Целью настоящей работы является и исследование возможности оценки температуры нагрева в зоне резекции матки на основе измерения частоты релаксации обрабатываемых биологических тканей.

### 1. РАЗРАБОТКА МЕТОДА ОЦЕНКИ ТЕМПЕРАТУРЫ ТКАНЕЙ МИОМЕТРИИ ПРИ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКОМ ВОЗДЕЙСТВИИ

Каждый вид биологической ткани обладает уникальными электрическими свойствами. Так же все биологические жидкости, принимающие участие в обменных процессах организма, являются электролитами с высоким содержанием активных ионов. Таким образом электропроводность биологических тканей определяется концентрацией тех самых ионов и иных заряженных молекул. В свою очередь диэлектрические свойства биологических тканей зависят от содержания в них воды и компартиментализации клеточных структур. Поэтому свойства биологических тканей претерпевают существенные изменения при воздействии на них высокочастотным электрическим током [7].

Внешнее электрическое поле способствует возникновению ориентационных эффектов среди дипольных молекул, а также вызывает электронную поляризацию

\*E-mail: [foma1400@yandex.ru](mailto:foma1400@yandex.ru)

молекул, дипольным моментом ранее не обладавших. Время возникновения дипольной поляризации, совпадающее с временем поворота молекул, определяется формулой Стокса и называется временем релаксации:

$$\tau_{relax} = \frac{4\pi\eta r^3}{kT}, \quad (1)$$

где  $\tau_{relax}$  — время релаксации поляризованных молекул,  $\eta$  — вязкость среды,  $r$  — характерный размер диполей,  $k$  — постоянная Больцмана,  $T$  — температура среды. Так же существует выражение для времени релаксации предложенное Максвеллом:

$$\tau_{relax} = \frac{\varepsilon\varepsilon_0}{\sigma}, \quad (2)$$

где  $\varepsilon$  — диэлектрическая проницаемость;  $\varepsilon_0$  — электрическая постоянная;  $\eta$  — удельная электропроводность. Область электрохирургического воздействия может быть представлена в виде простейшей электрической схемы — параллельного соединения  $RC$  элементов (рис. 1).

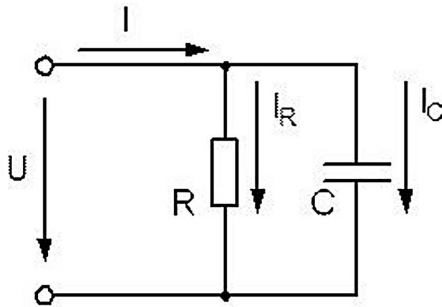


Рис. 1: Схема замещения биологической ткани

С точки зрения контроля и проведения измерений следует перейти к величине полного электрического импеданса  $Z$  или величине обратной ему — адмиттансу  $Y$ . Для схемы замещения биологической ткани можно рассчитать полную комплексную проводимость:

$$Y = g + j\omega C, \quad (3)$$

где  $g$  — электропроводность биологической ткани;  $\omega$  — циклическая частота воздействующего сигнала;  $C$  — электрическая емкость биологической ткани.

Электропроводность и электрическая емкость для схемы замещения в свою очередь могут определяться в соответствии с формулами (4) и (5).

$$g = \sigma \frac{S}{l}, \quad (4)$$

$$C = \varepsilon\varepsilon_0 \frac{S}{l}, \quad (5)$$

где  $S$  — площадь поперечного сечения проводника;  $l$  — длина проводника. Тогда для выбранной модели

замещения, после подстановки в (2) выражений (4) и (5), время релаксации для биологической ткани будет определяться следующим выражением:

$$\tau_{relax} = \frac{C}{g}, \quad (6)$$

По определению фаза адмиттанса (комплексной проводимости) для малых значений углов, определяется отношением его мнимой части к вещественной [6]:

$$\varphi = \frac{\text{Im}(Y)}{\text{Re}(Y)}, \quad (7)$$

где  $\varphi$  — фаза адмиттанса;  $\text{Im}(Y)$  — мнимая часть адмиттанса;  $\text{Re}(Y)$  — вещественная часть адмиттанса.

При совмещении выражений (3), (6) и (7) можно записать следующее выражение для времени релаксации:

$$\tau_{relax} = \frac{\varphi}{\omega} \quad (8)$$

Тогда подставив (8) в (1), можно выразить температуру биологической ткани:

$$\frac{\omega}{\varphi} = \frac{k}{4\pi\eta r^3} T. \quad (9)$$

Переопределив  $4\pi\eta r^3$  через коэффициент  $\gamma$ , получим выражение для частоты релаксации биологической ткани:

$$F_{relax} = \gamma T. \quad (10)$$

Таким образом, можно отметить что частота релаксации биологической ткани прямо пропорциональна ее температуре.

## 2. РАЗРАБОТКА ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ МОДЕЛИ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ТКАНИ МАТКИ

Для исследования термоэлектрических характеристик тканей матки необходимо разработать геометрическую и математическую модели электрохирургического воздействия.

### 2.1. Физические характеристики тканей матки

Согласно [8] матка здоровой женщины соответствует геометрическим размерам, представленным в табл. 1. Исследования в области электрических характеристик биологических тканей проводились группой английских ученых в 1996 году [9]. В результате исследования были получены амплитудно-частотные зависимости для удельной электропроводности и диэлектрической проницаемости тканей миометрия.

Таблица I: Геометрические размеры матки

Параметр	Значение
Длина тела матки	$4.8 \pm 0.2$
Длина шейки матки	$2.6 \pm 0.2$
Ширина матки	$4.1 \pm 0.2$
Внутренний объем матки	$5 \pm 1$

В разрабатываемой модели так же следует учесть характеристики системы кровоснабжения органа и эффекты, возникающие при наличии кровотока в тканях, подвергающихся электрохирургическому воздействию.

Согласно глубоким исследованиям американских ученых [6, 10, 11] некоторые физические характеристики зависят от изменения температуры биологической ткани при электрохирургическом воздействии на нее. Так, например, удельная электрическая проводимость имеет экспоненциальную зависимость для температурного диапазона от  $37^\circ\text{C}$  до  $112^\circ\text{C}$ :

$$\sigma(T) = \begin{cases} \sigma_0 e^{r_T(T-T_0)}, & \text{при } T \leq 112^\circ\text{C}, \\ \sigma_0 e^{r_T(112^\circ\text{C}-T_0)}, & \text{при } T > 112^\circ\text{C}, \end{cases} \quad (11)$$

где  $\sigma_0$  — начальная удельная электропроводность,  $r_T$  — температурный коэффициент изменения проводимости,  $T$  — текущая температура биологической ткани,  $T_0$  — температура биологической ткани в нормальных условиях. Теплопроводность изменяется по следующему закону:

$$k = k_0 + 0.0013(T - T_0), \quad (12)$$

где  $k_0$  — начальная теплопроводность.

Основываясь на источниках [6, 10–12], в табл. 2 содержатся численные значения физических и электрических характеристик разрабатываемой модели.

## 2.2. Допущения применяемые к разрабатываемой модели

Для упрощения расчета термоэлектрических характеристик были приняты следующие допущения для разрабатываемой модели:

- ткани миометрия гомогенны и представлены гладкомышечными структурами,
- геометрия матки физиологична, геометрия миомы представлена пересекающейся с телом матки сферой,
- активный электрод — игольчатый (размеры электрода выбраны согласно документации, на существующие аппаратные аналоги),

- все процессы, протекающие при электрохирургическом воздействии на ткани матки, рассматриваются с макроскопической позиции,
- удельная электропроводность миометрия меняется с ростом температуры,
- тепловые характеристики кровотока учитываются.

На первом этапе предлагается разработать анатомически корректную модель матки в соответствии с пунктом 2.1. Полученная геометрическая модель представлена на рис. 2.

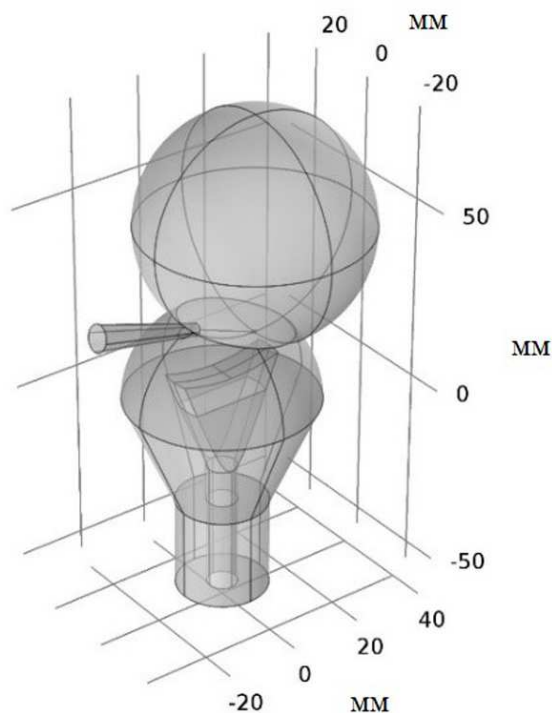


Рис. 2: Физиологически адекватная геометрическая модель электрохирургического воздействия на ткани матки

## 2.3. Математическая модель электрохирургического воздействия на ткани матки

При электрохирургическом воздействии в тканях возникают связанные с этим воздействием физические процессы. Суммарный электрический ток в единице объема  $V$ , по определению равен потоку вектора плотности тока через замкнутую поверхность  $S$ , ограничивающую этот объем. Тогда согласно закону сохранения электрического заряда, можно записать уравнение

Таблица II: Физические и электрические характеристики разрабатываемой модели для частоты воздействия 440 кГц

Характеристика	Обозначение	Единица измерения	Значение
Миометрий			
Удельная электропроводимость	$\sigma_0$	См/м	0.4
Диэлектрическая проницаемость	$\varepsilon$	1	2000
Температурный коэффициент изменения температуры	$r_T$	%/°С	1.5
Теплопроводность миометрия	$k$	Вт/(м К)	0,49
Теплоемкость миометрия	$C_m$	Дж/(кг К)	3421
Плотность миометрия	$\rho$	кг/м <sup>3</sup>	1090
Кровь			
Теплоемкость крови	$C_b$	Дж/(кг К)	4220
Плотность крови $\rho_b$		кг/м <sup>3</sup>	1050
Показатель перфузии крови	$\omega_b$	1/с	0.0025

непрерывности в интегральной форме:

$$\oint_S \mathbf{j} d\mathbf{S} = I = -\frac{dq}{dt}, \quad (13)$$

где  $I$  — суммарный электрический ток,  $\mathbf{j}$  — вектор объемной плотности тока. Дифференциальная форма уравнения непрерывности для плотности тока приобретает следующий вид:

$$\nabla \mathbf{j} = Q, \quad (14)$$

где  $Q$  — тепловыделение в ткани. Однако согласно дифференциальному закону Ома, плотность тока зависит от напряженности электрического поля:

$$\mathbf{j} = (\sigma + i\omega\varepsilon\varepsilon_0)\mathbf{E}, \quad (15)$$

где  $\mathbf{E}$  — вектор напряженности электрического поля. Исходя из связи напряженности электрического поля с потенциалом (16), дифференциальную форму уравнения непрерывности можно записать в следующем виде:

$$\mathbf{E} = -\nabla V, \quad (16)$$

$$\nabla((\sigma + i\omega\varepsilon\varepsilon_0) \times \nabla V) = Q. \quad (17)$$

При рассеивании электрического поля выделяется определенное количество теплоты, что приводит к росту температуры биологической ткани. Распределение температуры по объему миометрия можно оценить с помощью уравнения теплопроводности Фурье с учетом кровотока:

$$\rho C_m \nabla \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla(-k \nabla T) = Q_b + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T), \quad (18)$$

где  $Q_b$  — количество теплоты переносимое кровью,  $T$  — текущая температура биологической ткани,  $T_b$  — температура крови. Для расчёта термоэлектрических характеристик тканей матки предлагается совместно решить уравнение непрерывности в дифференциальной форме (17) и уравнение теплопроводности Фурье с учетом кровотока (18) методом конечных элементов.

### 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ТКАНЕЙ МАТКИ

При проведении вычислительного эксперимента задавались следующие начальные и граничные условия:

- амплитуда воздействующего гармонического сигнала 100 В, частота 440 кГц,
- плотность тока на внешних границах модели ткани миометрия равна нулю,
- начальная температура миометрия — 37°С, электрода-иглы — 20°С.

По результатам первого этапа моделирования была выявлена полная релаксация температуры уже на глубине 7 мм от активного электрода. Геометрическая модель была скорректирована: модель биологической ткани представлена кубическим сегментом миометрия со стороной 10 мм, а электрод-игла, в виде конуса с характеристиками  $D_1 = 0.25$  мм,  $D_2 = 0.5$  мм и  $L = 10$  мм (рис. 3).

По результатам вычислительного эксперимента для указанной геометрии была получена зависимость частоты релаксации тканей матки от их максимальной температуры нагрева. Для глубины проникновения электрода-иглы в ткани миометрия 1 мм, результаты приведены на рис. 4.

Для указанной глубины проникновения электрода в ткани миометрия установлена линейная зависимость между частотой релаксации биологической ткани и ее температурой (19).

$$F_{relax} = aT + b. \quad (19)$$

С коэффициентами  $a = 16.8$  и  $b = 9110.9$ , средняя ошибка аппроксимации линейной регрессией составила 1,96%.

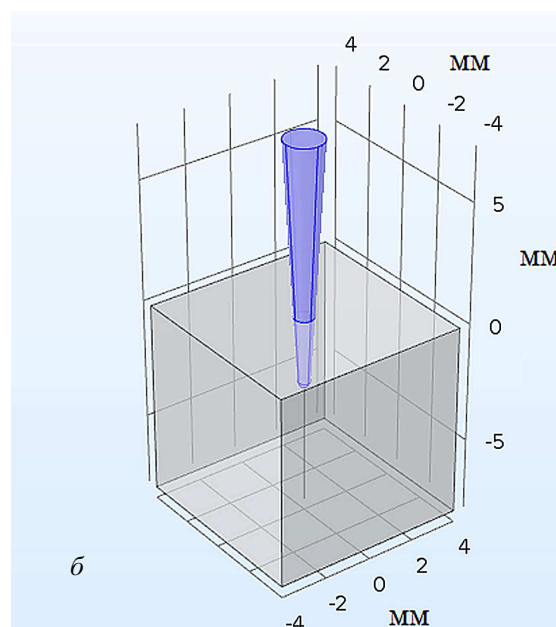
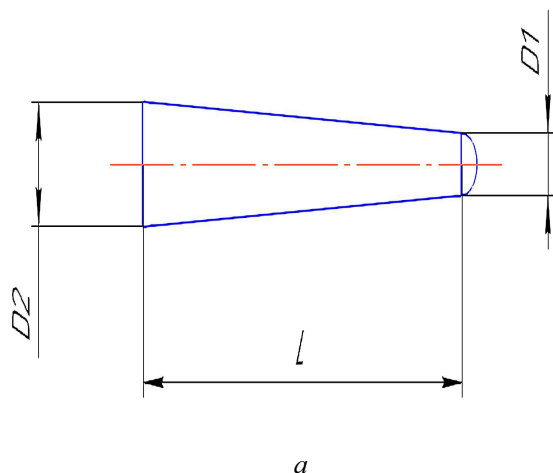


Рис. 3: Геометрия электрода-иглы (а) и геометрическая модель процесса (б)

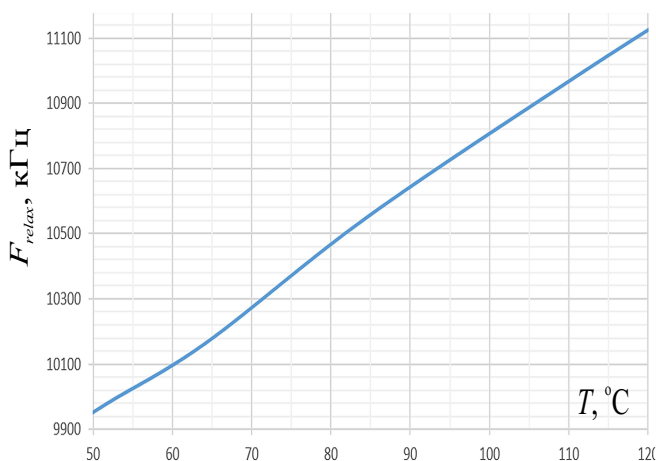


Рис. 4: Зависимость частоты релаксации от максимальной температуры миометрия

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе исследований был предложен и описан метод оценки температуры нагрева биологических тканей при электрохирургической миомэктомии. Были разработаны геометрическая и математическая модели для расчета термоэлектрических характеристик биологических тканей. Проведен вычислительный эксперимент по исследованию влияния температуры нагрева биологической ткани в зоне резекции на ее частоту релаксации. В результате проведенных исследований для диапазона от 40 до 112°C установлена линейная зависимость между температурой нагрева биологических тканей и ее частотой релаксации для заданной геометрии игольчатого электрода с погрешностью линейной аппроксимации 1.96%.

[1] *Гладышев В. Ю.* Диагностическая и оперативная гистероскопия. ГУЗ Воронежская областная клиническая больница №1. Воронеж, 2008.  
 [2] *Каранченцева И. И.* Подслизистая миома матки, органосохраняющие методы лечения. Автореферат. М., 2013.  
 [3] *Parker W., Jacampo K. Long T.* // J. Minimally Invasive Gynecol. 2007. **14**. P. 362.  
 [4] *Stakhanov M., Zmievskey G., Semchuk I., Filatov V.* // Biomed. Eng. 2015. **49**. P. 15.  
 [5] *Shinbayeva A., Aldiyarov A., Arkharov I., Drobyshev A.* // Refrigeration Sci. Technol. 2015. P. 2634.  
 [6] *Dadd J., Ryan T., Platt R.* // Biomed. Sci. Instrum. 1996. **32**. P. 205.

[7] *Белов С. В.* Исследование принципов электрохирургических воздействий и разработка научных основ проектирования аппаратов и устройств для высокочастотной электрохирургии. РАМН. М., 2004. С. 43.  
 [8] *Дуда В. И.* Гинекология. Харвест. Минск, 2004. С. 326.  
 [9] *Gabriel S.* The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. Physics Department, King's College. London, 1996.  
 [10] *Protsenko D. E.* Electrosurgical Tissue Resection: A Numerical Study. The University of Texas. Austin, 2002. P. 112.  
 [11] *Pearce, J. A.* Electrosurgery, Chapman and Hall. London, 1986.

- [12] *Bhattacharya A.* Temperature dependence of thermal conductivity of biological tissues. University of Colorado. Boulder, 2003. P. 16.

---

## **Analysis of thermoelectric characteristics of uterus tissues during electrosurgical myomectomy**

**A. S. Fomenko<sup>a</sup>, V. A. Karpuhin<sup>b</sup>**

*Department of Biomedical Engineering, Bauman Moscow State Technical University  
Moscow 105005, Russia*

*E-mail: <sup>a</sup>foma1400@yandex.ru, <sup>b</sup>vkarp@mail.ru*

The topicality of temperature monitoring for tissues in the electrosurgical treatment of uterine myoma has been substantiated. A method for estimating the heating temperature of biological tissue based on measuring the relaxation frequency of the processed biological tissues is proposed. Geometrical and mathematical models were developed for calculating the thermoelectric characteristics of biological tissues when exposed to high-frequency electric current. A computational experiment was carried out to study the effect of the heating temperature of biological tissue in the resection area on its relaxation frequency. As a result of the study conducted, a linear dependence was established between the heating temperature of biological tissues and its relaxation frequency for a given needle electrode geometry.

PACS: 87.50.-a

*Keywords:* temperature monitoring, electrical impedance of biological tissue, surgery, electrosurgery.

*Received 19 June 2019.*

### **Сведения об авторах**

1. Фоменко Алексей Сергеевич — бакалавр, студент магистратуры; e-mail: foma1400@yandex.ru.
  2. Карпухин Валерий Анатольевич — канд. техн. наук, доцент.
-