

*И. Ю. Жерко*

## **ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ПРОВЕДЕНИЯ ПРОЦЕДУРЫ РАДИОЧАСТОТНОЙ АБЛЯЦИИ**

*Научный руководитель ст. преподаватель О. В. Недзьведь*

*Кафедра медицинской и биологической физики,*

*Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск*

***Резюме.** В статье приведены результаты моделирования процесса радиочастотной абляции печени. Приведены изображения построенных моделей. Указаны оптимальные параметры проведения процедуры. Рассчитан объем разрушающейся ткани при заданных напряжении и времени абляции.*

***Ключевые слова:** моделирование, абляция, уравнение теплопроводности.*

***Resume.** There are the results of the modeling of the liver radiofrequency ablation. Images of constructed models are presented. The optimal parameters of the procedure and the volume of destroyed tissue at a given voltage and time of ablation were computed.*

***Keywords:** mathematical modeling, ablation, heat equation.*

**Актуальность.** Радиочастотная абляция – интервенционный минимально-инвазивный метод, представляющий собой разрушение тканей под воздействием электрического тока, подводящегося к ним через специальный электрод. Введение зонда контролируется с помощью ультразвуковой визуализации или компьютерной томографии.

Однако эффективность и безопасность этой манипуляции пока не доказана. При проведении данной процедуры важно не только контролировать внедрение электрода в определенный участок ткани, но и заранее определять параметры проведения процедуры в том числе и методами математического моделирования.

**Цель:** Компьютерное моделирование процесса радиочастотной абляции для получения оптимальных значений параметров, необходимых для проведения данной процедуры.

**Материал и методы.** С помощью программы COMSOL Multiphysics проводился анализ распределения температурного поля в прогреваемой ткани при различной длительности процедуры. Для моделирования процесса распределения температуры использовался метод конечных элементов — численный метод решения дифференциальных уравнений с частными производными. Параметры ткани, необходимые для решения уравнения теплопереноса, были взяты из литературных источников[1].

Электрический ток, проходящий через электрод, создает в ткани электрическое поле, которое генерирует выделение тепла, обусловленное активным электрическим сопротивлением ткани. Прохождение переменного электрического тока через ткань обеспечивает ее нагревание только на очень малом расстоянии от электродов (порядка нескольких миллиметров), дальнейшее нагревание происходит за счет теплопроводности[2]. Поэтому для исследования процедуры необходимо смоделировать несколько процессов: поглощение энергии переменного электрического тока в ткани, теплоперенос и термическое повреждения ткани.

Распределение электрического поля в ткани описывается с помощью уравнения непрерывности (1).

$$\nabla \cdot \vec{j} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0, (1)$$

где  $\nabla \cdot \vec{j}$  – дивергенция плотности тока,  $\rho$  – объёмная плотность зарядов (Кл/м<sup>3</sup>)  
Плотность тока определялась с помощью **закона Ома** (2).

$$\vec{j} = \sigma \vec{E} + j\omega \vec{D}, (2)$$

где  $\sigma$  – удельная проводимость (См/м),  $D$  – индукция электрического поля.

Для построения модели использовалась квазистатическая аппроксимация, в которой принимается, что ткань не содержит источников тока и токами смещения можно пренебречь.

Для построения распределения температуры в ткани использовалось **уравнение теплопереноса** (3).

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla(-k\nabla T) = \rho_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q, (3)$$

где  $\rho$  – плотность ткани (кг/м<sup>3</sup>),  $\rho_b$  – плотность крови (кг/м<sup>3</sup>),  $c_p$  – теплоемкость ткани (Дж/кг·К),  $c_b$  – теплоемкость крови (Дж/кг·К),  $T$  – температура ткани (К),  $k$  – теплопроводность ткани (Вт/К·м),  $\omega_b$  – показатель перфузии крови (1/с),  $T_b$  – температура артериальной крови (К). На границах электрода была задана постоянная температура, равная температуре крови.

Степень повреждения ткани  $\alpha$  вычисляется в соответствии с **уравнением Аррениуса** (4).

$$\frac{d\alpha}{dt} = A \exp\left(-\frac{dE}{RT}\right), (4)$$

где  $A$  – частотный коэффициент (с<sup>-1</sup>),  $dE$  – энергия активации (Дж/моль), эти параметры зависят от вида ткани.

**Результаты и их обсуждение.** Нами была смоделирована как монополярная, так и биполярная методика абляции. Установлено, что использование биполярной методики является более эффективным для РЧА, так как при этом происходит прогревание большего объема ткани.

Ткань рассматривается в модели в виде гомогенного однородного образца в форме цилиндра, в который введены два электрода, часть которых изолирована. Все процессы в модели рассматриваются с макроскопических позиций, без учёта процессов на молекулярном уровне.

Как правило, для РЧ абляции используется частота 500 кГц. Переменный ток такой частоты не оказывает раздражающего или стимулирующего действия на ткань, вызывая только тепловой эффект. При увеличении температуры до 450С наблюдаются обратимые изменения, которые можно обнаружить только химическими методами. После 450С происходит коагуляция белкового содержимого клетки (белая коагуляция), начинается разрушение мембран, изменения необратимы. При температуре около 100 градусов начинается распад

клеточных структур на кислород, азот, водород, углерод (черная коагуляция или карбонизация)[3]. Обугленная ткань препятствует распространению тепла и значительно снижает эффективность процедуры.

**Заключение.** Оптимальным температурным диапазоном для проведения абляции является область температур от 50 до 100 град. На электроды подается напряжение от внешнего источника. Прогрев ткани стоит производить только при определенных значениях напряжения на электродах. При меньших значениях максимальная температура мала и ткань прогревается, при больших значениях температура быстро достигает значений, не входящих в оптимальный температурный диапазон и процедура опять же не эффективна. Эмпирически было определено оптимальное напряжение ( $U=33$  В), при котором  $T_{max}=99,2^{\circ}\text{C}$ , а, следовательно, разрушается максимальный объем ткани.

Объем разрушенной ткани зависит не только от температуры, но и от времени прогревания. Из анализа модели следует, что температура достигает максимума через 450 секунд, а далее практически не изменяется. Причем не только на электроде, но и в других участках ткани. Соответственно, эффективным временем проведения процедуры РЧА является время порядка 8 минут.

С помощью построенной модели был рассчитан объем коагулированной ткани при заданных значениях напряжения и времени. При напряжении в 33В за время 450 секунд разрушается объем ткани в  $16,5 \text{ см}^3$ . Результаты исследования согласуются с литературными данными, что доказывает возможность практического применения данной модели для планирования процедуры РЧА.

**Информация о внедрении результатов исследования.** По результатам настоящего исследования опубликована 2 статьи в сборниках материалов, 2 тезисов докладов, 1 статья в журнале, получен 1 акт внедрения в образовательный процесс (кафедра медицинской и биологической физики БГМУ).

*I. U. Zherko*

## **DETERMINATION OF THE PARAMETERS OF RADIOFREQUENCY ABLATION**

*Tutor senior lecturer O. V. Nedzved*

*Department of Medical and biological physics,  
Belarusian State Medical University, Minsk*

### **Литература**

1. Dieter Haemmerich Biophysics of radiofrequency ablation, Critical Reviews in Biomedical Engineering, vol. 38, 2010
2. Ji Hoon Shin, Radiofrequency Ablation of Thyroid Nodules: Basic Principles and Clinical Application / Ji Hoon Shin, Jung Hwan Baek, Eun Ju Ha, Jeong Hyun Lee // International Journal of Endocrinology, 2012
3. Christian Rossmann, Platform for patient-specific finite-element modeling and application for radiofrequency ablation, Visualization, Image Processing and Computation in Biomedicine / Christian Rossmann, Frank Rattay, Dieter Haemmerich – Vol. 1, 2012