

О. В. Недзведь, И. О. Жерко, М. В. Фридман

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ РАДИОЧАСТОТНОЙ АБЛЯЦИИ ЩИТОВИДНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

УО «Белорусский государственный медицинский университет»

Выполнено компьютерное моделирование процесса радиочастотной абляции узлов щитовидной железы для определения оптимального режима, при котором может быть достигнута максимальная результативность процедуры. Рассчитана длительность воздействия, необходимая для полного разрушения узла, проанализированы параметры проведения процедуры.

Ключевые слова: радиочастотная абляция, узлы щитовидной железы.

O. V. Nedzvedz, I. O. Zherko, M. V. Fridman

COMPUTER-ASSISTED MODELING OF RADIOFREQUENCY ABLATION FOR THYROID NODULES

Optimal model for effective radiofrequency ablation of thyroid nodules was designed. Temperature, time duration and voltage for applying procedure were evaluated to achieve best results. As a result, the time required for destruction of the thyroid gland node with a diameters of 10 mm and 10 mm was determined.

Key words: radiofrequency ablation, thyroid nodules.

Для удаления опухолей щитовидной железы наряду с традиционной оперативным вмешательством широко применяются малоинвазивные методы, завоевывающие все большую популярность [1], [2]. К ним относится радиочастотная абляция (РЧА) – метод локального нагревания участка ткани посредством прохождения через него высокочастотного переменного тока (обычно применяется ток с частотой 500 кГц). Переменный ток такой частоты не оказывает раздражающего или стимулирующего действия на ткань, вызывая только тепловой эффект.

К преимуществам радиочастотной абляции по сравнению с традиционным хирургическим вмешательством относятся малая продолжительность, легкая переносимость для пациента, возможность выполнения процедуры в амбулаторных условиях, отсутствие необходимости использования наркоза. Однако эффективность и безопас-

ность этой манипуляции пока не доказана [3]. Очевидно, что при РЧА нельзя полностью исключить риск ожога кожи, вместе с патологическим образованием деструкции может подвергнуться и здоровая ткань, существует опасность механического повреждения электродами сосудов, нервов и прочих анатомических структур. Уменьшение вероятности возникновения этих осложнений потенциально достижимо за счет компьютерного моделирования, которое позволяет заранее определить оптимальные параметры проведения процедуры с соблюдением принципов безопасности и эффективности.

Электрические свойства ткани изменяются в процессе нагревания. В начале нагревания сопротивление ткани электрическому току падает, а электропроводность возрастает. Однако необратимые изменения, происходящие при достижении температуры, близкой к 100 °С, связанные

с разрушением мембран и дегидратацией клеток, приводят к резкому уменьшению электропроводности, возрастанию сопротивления ткани и снижению эффективности ее прогревания. Нагревание ткани до температур выше 100 °С уменьшает действенность процедуры.

Процедура радиочастотной абляции щитовидной железы по сравнению с РЧА других органов, например, печени, имеет более строгое ограничение по времени и, следовательно, требует нагревания ткани до более высокой температуры, так как известно, что нагревание в течение нескольких минут приводит к гибели клеток при температуре 50 °С, и в течение нескольких секунд при температуре 60 °С [5], [6].

Особенности строения и расположения узлов щитовидной железы делают контроль и планирование проведения процедуры особенно важными. К параметрам, которые необходимо контролировать во время проведения процедуры для достижения определенного диапазона температур, относятся напряжение, подаваемое на электрод, и время прогревания.

Целью данного исследования является определение параметров и длительности проведения процедуры РЧА методами компьютерного моделирования с целью выявления оптимального режима, при котором может быть достигнута максимальная результативность процедуры и сравнение с результатами эксперимента, а также расчет длительности воздействия, необходимой для полного разрушения узла.

Материалы и методы

Для моделирования использовалась программа COMSOL Multiphysics и метод конечных элементов. Участок ткани был представлен в виде цилиндра (радиус – 20 мм, высота – 50 мм), в который введены два электрода (радиус каждого электрода – 0,5 мм, длина – 10 мм, длина троакара – 20 мм) (рис. 1). Выбор биполярной методики в данном случае обусловлен тем фактом, что она обеспечивает более эффективное прогревание участка ткани между электродами и минимальное влияние на окружающие ткани [8].

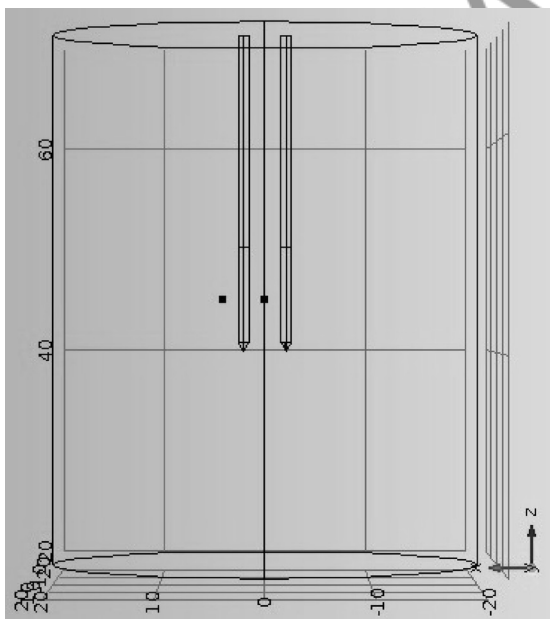


Рис. 1. Моделирование цилиндрического участка ткани с двумя электродами

Математическая модель радиочастотной абляции построена с учетом следующих физических процессов: поглощения энергии переменного электрического тока в ткани, теплопереноса и термического повреждения ткани, возникающего в результате нагревания. Прохождение переменного электрического тока через ткань обеспечивает ее нагревание только на очень малом расстоянии от электродов (порядка нескольких миллиметров), так как электрическое поле в ткани быстро ослабевает при удалении от электрода, дальнейшее нагревание ткани происходит за счет процесса теплопереноса [4].

В качестве характеристики энергии переменного тока, поглощенной тканью, используется удельная тепловая мощность:

$$q = \frac{j^2}{\sigma},$$

где j – плотность тока (A/m^2), σ – удельная проводимость (Cm/m). Для построения модели использовалась квазистатическая аппроксимация, в которой принимается, что ткань не содержит источников тока и токами смещения можно пренебречь[5].

Как основное уравнение для вычисления напряжения использовалось уравнение Лапласа:

$$-\nabla \cdot (\sigma \nabla V) = 0,$$

где V – напряжение. В качестве граничных условий было задано значение напряжения $V = 35V$ на поверхности электрода и $V = 0$ на внешних границах цилиндра. Плотность тока определялась с помощью закона Ома:

$$\vec{j} = \sigma \vec{E} + j\omega \vec{D}.$$

Для построения распределения температуры в ткани использовалось уравнение теплопереноса:

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

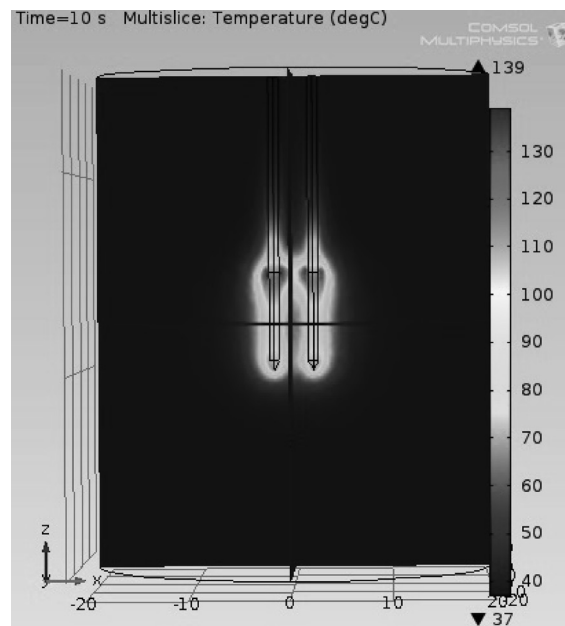


Рис. 2. Распределение температуры при напряжении 35В за 10 с



Рис. 3 Значения выходной мощности аппарата ELMED BC 50 M/M

где ρ – плотность ткани, ρ_b – плотность крови, c_p – теплоемкость ткани, c_b – теплоемкость крови, T – температура ткани, k – теплопроводность ткани, ω – показатель перфузии крови, T_b – температура артериальной крови, Q – тепловыделение в ткани. На границах электрода была задана постоянная температура, равная температуре крови.

Степень повреждения ткани α вычисляется в соответствии с уравнением Аррениуса:

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

где A – частотный коэффициент (c^{-1}), dE – энергия активации (Дж/моль), эти параметры зависят от вида ткани.

Температура электрода зависит от подаваемого на электрод напряжения. При значениях напряжения, меньших оптимального значения, ткань прогревается недостаточно, при больших – температура быстро достигает величин, не входящих в оптимальный температурный диапазон, происходит карбонизация ткани и эффективность процедуры снижается.

Для определения оптимальной длительности процедуры для компьютерного моделирования процесса РЧА было выбрано время прогрева, равное 10 с и 20 с. За время 10 с на электродах достигается температура, равная 130 °С при напряжении 35 В (рис. 2). Расчетное значение мощности, подаваемой на электрод, при этом равняется 12,3 Вт, что соответствует делению регулятора 4 (рис. 3).

С помощью построенной модели рассчитан объем коагулированной за данное время ткани. За время 10 с до температуры 59 °С прогревается участок ткани с диаметрами осей 3 мм и 8 мм (рис. 4). Таким образом, узел с диаметрами, равными 10 мм, не может быть разрушен в результате одной процедуры длительностью 10 с.

Параллельно были проведены практические исследования. Материалом для изучения послужили нативные препараты удаленных щитовидных желез и/или их фрагментов: объекты доставлялись непосредственно по завершении оперативного лечения и сразу подвергались РЧА. Узлы измерялись до, и после проведения манипуляции и разрезались таким образом, чтобы часть их могла подвергнуться РЧА, а остаток мог служить внутренним контролем; все изменения, производимые в ткани опухолей и окружающих участках, тщательно фиксировались и занеслись в протокол исследования. По окончании макроско-

пического анализа объектов проводили рутинное гистологическое изучение и сравнение с контролем. Результаты исследования приведены в таблице 1.

Таблица 1. Результаты проведения процедуры РЧА, длительность 10 с

Диаметр узла, d_1	Диаметр узла, d_2	Очаг деструкции, d_1	Очаг деструкции, d_2	Гистологический диагноз
10	8	3	2	Рак
12	10	3	3	Рак
11	8	5	3	Рак
11	11	4	4	Рак
10	10	8	5	Рак

Затем было выполнено моделирование процедуры РЧА длительностью 20 с. При той же мощности за время 20 с на электроде достигается температура 168 °С. При этом до температуры 58 °С нагревается участок ткани с диаметрами 11 мм и 7 мм (рис. 5).

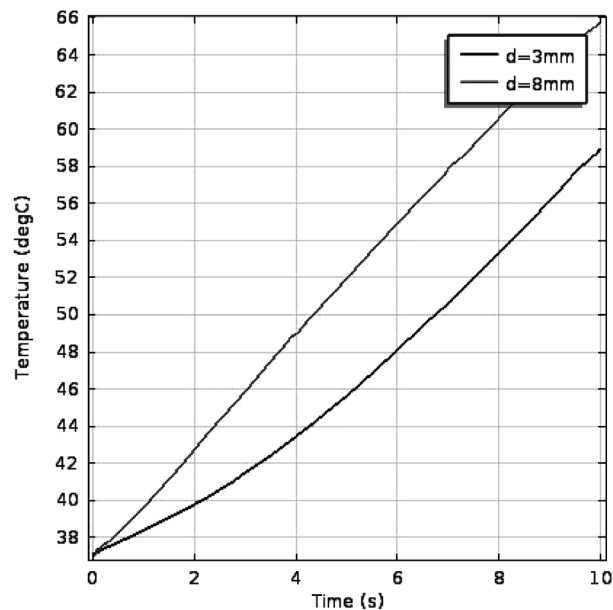


Рис. 4. Нагревание ткани при моделировании процедуры РЧА длительностью 10 с

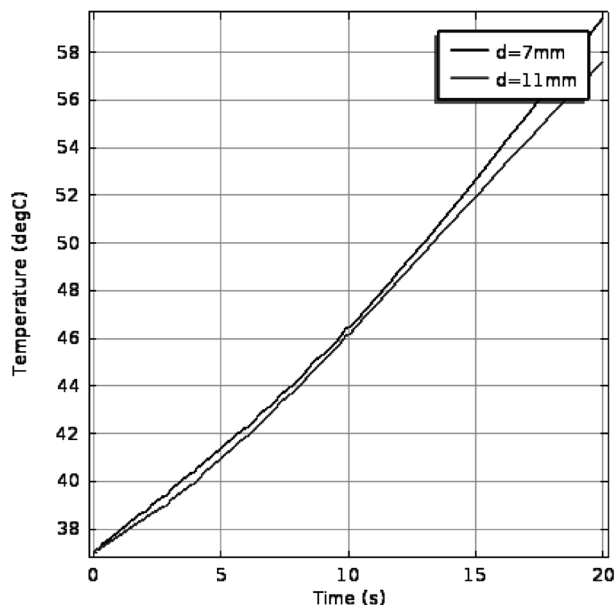


Рис. 5. Нагревание ткани при моделировании процедуры РЧА длительностью 20 с

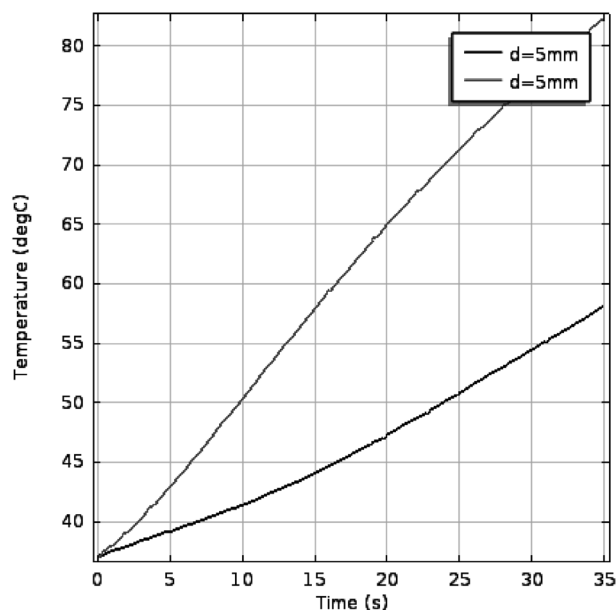


Рис. 6. Нагревание ткани при моделировании процедуры РЧА длительностью 35 с

Экспериментальные исследования дали результаты, приведенные в таблице 2. Из таблицы видно, что реальный очаг деструкции в некоторых случаях значительно меньше, чем рассчитанный в результате моделирования. Это может быть объяснено тем, что электрические характеристики ткани не являются постоянными величинами, а зависят от времени и температуры нагревания электрода. При достижении температуры на электроде значительно большей, чем 100 °С, в результате изменения свойств ткани снижается электрическая проводимость и, соответственно, эффективность процедуры. Также с повышением температуры в результате коагуляции микрососудов понижается перфузия крови, что также влияет на электрические свойства ткани и сложно моделируется.

Таблица 2. Результаты проведения процедуры РЧА, длительность 20 с

Диаметр узла, d_1	Диаметр узла, d_2	Очаг деструкции, d_1	Очаг деструкции, d_2	Гистологический диагноз
11	11	9	7	папиллярный рак
11	11	4	2	папиллярный рак
10	5	4	2	папиллярный рак
15	8	6	5	папиллярный рак
12	8	6	8	папиллярный рак
20	20	7	5	папиллярный рак
10	8	5	5	папиллярный рак
8	6	3	2	папиллярный рак
12	10	10	5	медуллярный рак
17	17	10	7	папиллярный рак
6	6	6	6	папиллярный рак
10	14	7	4	папиллярный рак
6	6	6	6	папиллярный рак

Данные, полученные в результате моделирования и эксперимента показывают, что полное удаление узла с диаметрами, равными 10 мм за 20 с также не возможно. По результатам моделирования узел будет полностью удален за время, равное 35 с (рис. 6), однако при этом электрод нагреется до температуры 193 °С, которая является слиш-

ком высокой и приведет к ухудшению процесса абляции. Таким образом, для полного удаления узла необходимо проведение повторной процедуры, однако для ее моделирования необходимо проанализировать УЗИ изображение узла, полученное через некоторое время после проведения первой процедуры.

Выводы

1. Время проведения процедуры, необходимое для разрушения узла щитовидной железы с диаметрами 10 мм и 10 мм равно 35 с.
2. Для расположения и размера электродов, использованных в модели, оптимальное значение напряжения равно 35 В.
3. Результаты исследования коррелируют с результатами практического эксперимента, что доказывает возможность практического применения данной модели для планирования процедуры РЧА.

Литература

1. Sung, J. Y., Baek J. H., Kim K. S. et al. Single-session treatment of benign cystic thyroid nodules with ethanol versus radiofrequency ablation: a prospective randomized study // Radiology.- 2013. - Vol. 269, Issue 1. - P. 293-300.
2. Wong, K.-P., Lang B. H.-H. Use of Radiofrequency Ablation in Benign Thyroid Nodules: A Literature Review and Updates // International Journal of Endocrinology. - 2013. - Vol. 2013. - P. 1-7.
3. Holmer, C., Lehmann K. S., Knappe V. et al. Bipolar Radiofrequency Ablation for Nodular Thyroid Disease - Ex Vivo and In Vivo Evaluation of a Dose-Response Relationship // Journal of Surgical Research. - 2011. - Vol. 169, Issue 2. - P. 234-240.
4. Shin, J. H., Baek J. H., Ha E. J. et al. Radiofrequency Ablation of Thyroid Nodules: Basic Principles and Clinical Application // International Journal of Endocrinology. - 2012. - Vol. 2012. - P. 1-7.
5. Tungjitkusolmun, S., Staelin S. T., Haemmerich D. et al. Three-Dimensional Finite Element Analyses for Radio-Frequency Hepatic Tumor Ablation // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. - 2002. - Vol. 49, № 1.- P. 3-9.
6. Haemmerich, D. Biophysics of radiofrequency ablation, Critical Reviews in Biomedical Engineering. - 2010. - Vol. 38, № 1. - P. 53-63.
7. Brac, C. L. Radiofrequency and Microwave Ablation of the Liver, Lung, Kidney, and Bone: What Are the Differences? // Current Problems in Diagnostic Radiology. - 2009. - Vol. 38, Issue 3, P. 135-143.

Поступила 24.06.2014 г.