

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РАДИОЧАСТОТНОЙ АБЛЯЦИИ ПЕЧЕНИ

Жерко И.Ю.

Белорусский государственный медицинский университет,
кафедра медицинской и биологической физики, г. Минск

Ключевые слова: абляция, моделирование, уравнение теплопроводности.

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.

Resume: The article presents the results of simulating the radiofrequency ablation of the liver. The images of the constructed models are also presented. The optimal parameters of the procedure are indicated. The volume of destructed tissue was calculated at the given voltage and time of ablation.

Актуальность. В последнее время рак становится причиной многих человеческих смертей. Вероятность заболевания возрастает с ростом продолжительности жизни и с изменением стиля жизни. Одним из перспективных методов лечения опухолей является электрохирургия и РЧА в частности. В современной электрохирургии широко распространена аппаратура для рассечения и коагуляции тканей организма токами высокой частоты. Это объясняется рядом положительных особенностей электрохирургического воздействия по сравнению с традиционным хирургическим вмешательством:

1. Уменьшение кровопотерь и снижение опасности шока
2. Уменьшение вероятности переноса злокачественных тканей и клеток
3. Сокращение общего времени операции и нахождения пациента под наркозом
4. Меньшая болезненность в раннем послеоперационном периоде

Радиочастотная абляция – интервенционный минимально-инвазивный метод, представляющий собой разрушение тканей под воздействием электрического тока, подводимого к тканям через специальный электрод.

Введение зонда контролируется с помощью ультразвуковой визуализации или компьютерной томографии. Но при проведении данной процедуры важно контролировать не только внедрение электрода в определенный участок ткани, но и параметры самой процедуры. Так, прогрев ткани происходит только при определенных значениях напряжения, подаваемого на электрод, важно контролировать температуру и время прогрева, чтобы избежать перегрева ткани и ожогов. Этим обусловлена необходимость моделирования данного процесса.

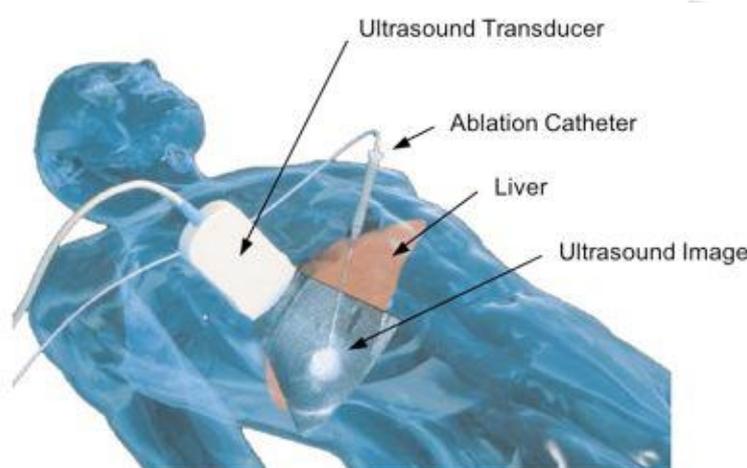


Рис. 1 - Схема проведения процедуры РЧА

Цель: получения оптимальных значений параметров, необходимых для проведения радиочастотной абляции.

Задачи:

1. С помощью программы COMSOL Multiphysics создать компьютерную модель процесса радиочастотной абляции.
2. Провести анализ распределения температурного поля в прогреваемой ткани при различной длительности процедуры.

Материалы и методы. 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.

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[1]. Поэтому для исследования процедуры необходимо смоделировать два процесса: нагревание ткани электрическим током и явление теплопроводности.

Распределение электрического поля в ткани описывается с помощью уравнения непрерывности:

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

где $\nabla \cdot \vec{j}$ -- дивергенция плотности тока, ρ -- объемная плотность зарядов (Кл/м³).
А так же с помощью закона Ома:

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

где σ -- удельная проводимость (См/м), D -- индукция электрического поля.

Распределение температуры в исследуемом объеме образца определяется уравнением теплопроводности Фурье:

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

где ρ - плотность ткани (кг/м³), ρ_b - плотность крови (кг/м³), c_p - теплоемкость ткани (Дж/кг·К), c_b - теплоемкость крови (Дж/кг·К), T - температура ткани (К), k - теплопроводность ткани (Вт/К·м), ω_b - показатель перфузии крови (1/с), T_b - температура артериальной крови (К).

Результаты и обсуждение. Модель представляет собой цилиндр, моделирующий участок ткани, в который внедрен электрод, часть которого изолирована. При этом 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.

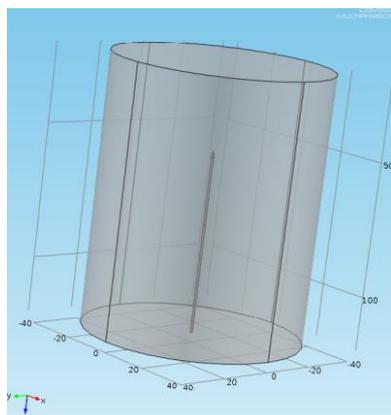


Рис.1- Монополярная методика РЧА

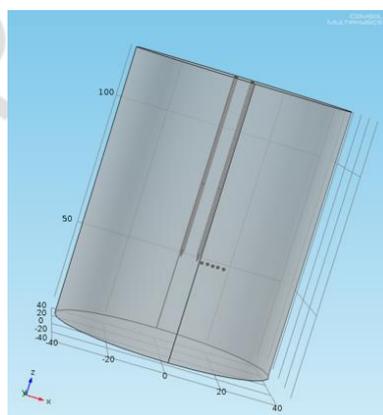


Рис.2 - Биполярная методика РЧА

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 [2].

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 60⁰С начинается обезвоживание клетки. При температуре около 100 градусов начинается распад клеточных структур на кислород, азот, водород, углерод (черная коагуляция или карбонизация). Обугленная ткань препятствует распространению тепла и значительно снижает эффективность процедуры [2].

Выводы.

1. 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 $T_{max}=99,2^{\circ}\text{C}$ (Рис.3), а, следовательно, разрушается максимальный объем ткани.

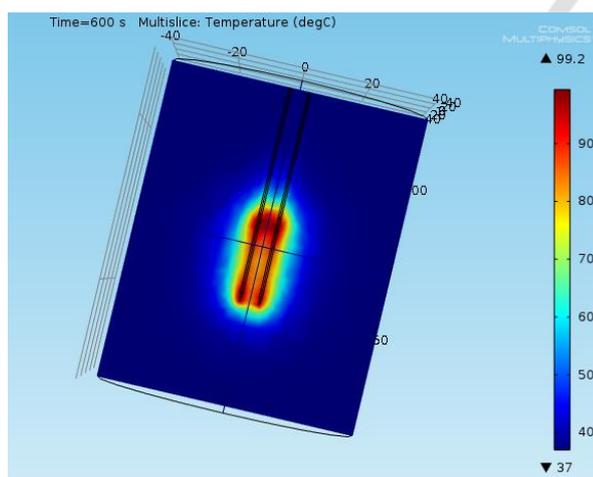


Рис. 3 - Распределение температуры на электроде при $U=33$ В

2. Объем разрушенной ткани зависит не только от температуры, но и от времени прогревания. Из анализа модели видно, что температура достигает максимума через 450 секунд, а далее практически не изменяется (Рис.4). Причем не только на электроде, но и в других участках ткани. Соответственно, эффективным временем проведения процедуры РЧА является время порядка 8 минут.

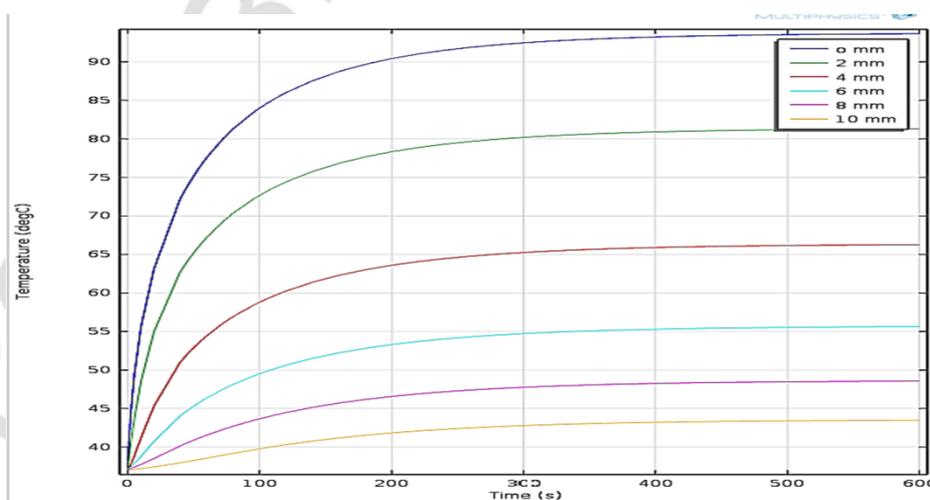


Рис.4 - Распределение температуры на разных расстояниях от электрода

4. 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 $16,5\text{см}^3$.

5. Результаты исследования согласуются с литературными данными [2], что доказывает возможность практического применения данной модели для планирования процедуры РЧА.

Литература

1. Самойлов В.О. Медицинская биофизика / В.О. Самойлов - СПб: СпецЛит, 2007.- 560с.
2. 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
3. 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