

# ИССЛЕДОВАНИЕ МИКРОВОЛНОВОГО ЭЛЕКТРОДА ДЛЯ УРОЛОГИИ

А.А. Елизаров, Р.В. Шаймарданов

*Московский государственный институт электроники и математики*

E-mail: outlooker@yandex.ru

В данной работе исследуется возможность создания малогабаритных внутриполостных электродов для СВЧ – физиотерапии в урологии. Существующие способы лечения – медикаментозное и хирургическое ведут к ряду осложнений, связанных с переносимостью процедур индивидуально для каждого больного. В настоящее время наиболее часто применяется аппарат для микроволновой термотерапии «Ко Терм» шведской компании «Просталунд Оперейшн АБ», состоящий из микроволнового генератора, блока управления, системы циркуляции, температурных датчиков и излучающей спиральной антенны, встроеной в специальный катетер.

При использовании в медицинской практике выявлен ряд недостатков существующих спиральных микроволновых электродов:

- не всегда нужен электрод с широкой частотной полосой;
- со спирали затруднен отвод тепла, а, следовательно, не может быть получена высокая выходная мощность [1] и возможны ожоги тонких эпитаксиальных тканей внутренних органов, непосредственно прилегающих к прибору.

В результате проведенных исследований предложен узкополосный излучатель с диэлектрическим заполнением на основе коаксиальной ребристой линии [2].

Исследуемый излучатель создан на основе новых подходов к использованию замедляющих структур. Подобные излучатели имеют ряд следующих особенностей:

- обеспечение точной локализации электромагнитной энергии в облучаемом участке тела;
- изменение локальной зоны нагрева внутриполостного излучателя, как по длине, так и по азимуту;
- изменение площади зоны облучения.

Метод действия разрабатываемого электрода относится к трансуретральной микроволновой термотерапии (ТУМТ) и должен свести к минимуму послеоперационные синдромы у пациентов. В качестве базового устройства был взят электрод на основе замедляющей системы типа «коаксиальная ребристая линия».

Микроволновая термотерапия основана на использовании электромагнитного излучения с частотами 300–2450 МГц. Электромагнитное излучение, превышающее 300 МГц, воздействуя на ткани, вызывает осцилляции свободных заряженных частиц, поляризованных молекул и диполей, что является причиной повышения

температуры. Глубина проникновения микроволнового излучения уменьшается с увеличением частоты. Когда поглощение электромагнитной волны происходит далеко от антенны, глубина проникновения максимальна, но на практике этот случай не применим. Обычно, нагрев тканей происходит в области, прилегающей к микроволновому излучателю, где электромагнитное поле далеко от идеального, поэтому глубина проникновения будет значительно меньше теоретической.

Предлагаемый электрод был смоделирован в пользовательской программе Ansoft HFSS v.10 (рис.1). Для рабочей частоты 2450 МГц, общая длина электрода была выбрана равной 30 мм, диаметр электрода - 12 мм. Количество ребер, укладываемых на данной длине, при равенстве ширины ребра и расстояния между ними, выбрано равным восьми [3]. Эти геометрические параметры прибора приемлемы для проведения урологических процедур ТУМТ – терапии [4].

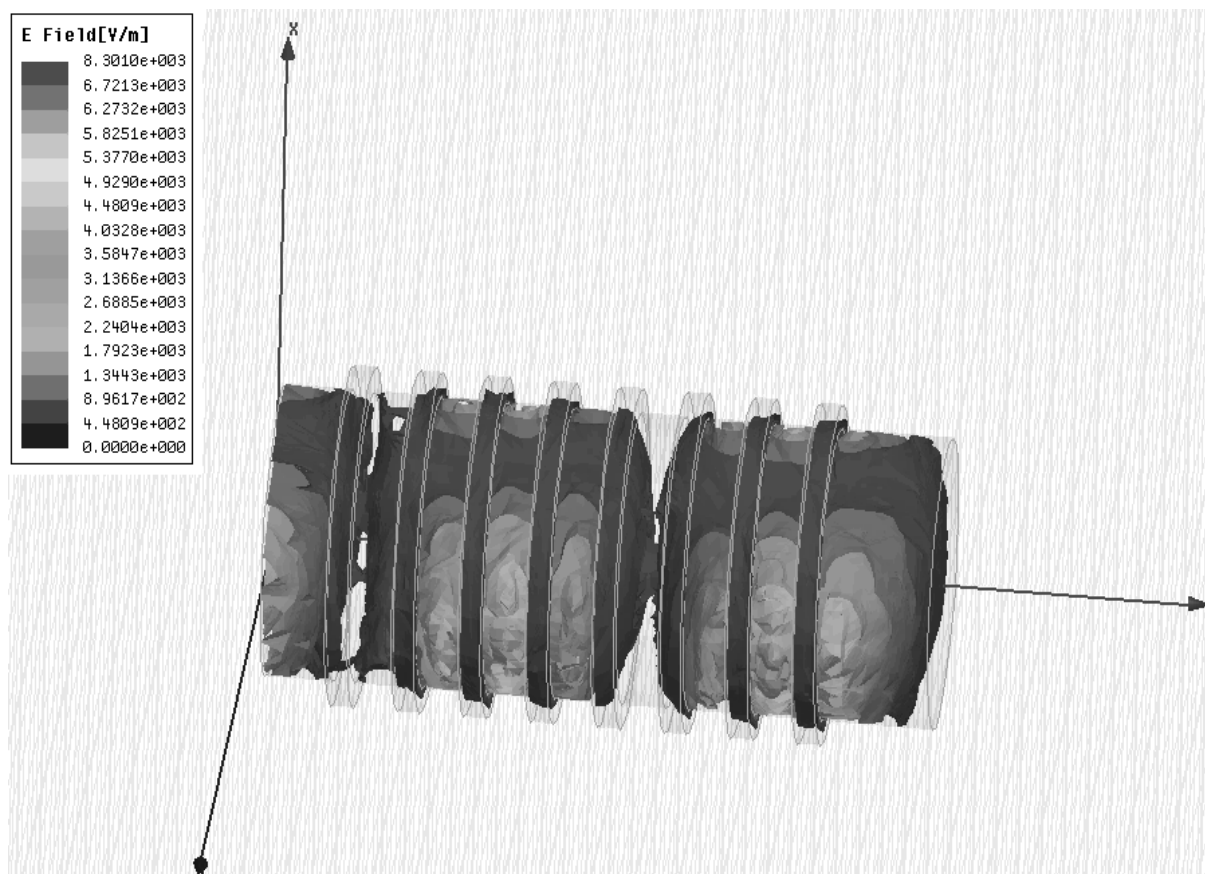


Рис.1 Модель электрода с продольно проводящим экраном в программе Ansoft HFSS v.10.

В результате моделирования получено распределение магнитной и электрической составляющих поля вблизи поверхности электрода (рис.2а,б). Картины поля имеют периодическую структуру. Волна распространяется от порта, где осуществляется подача энергии СВЧ, к противоположному порту без затухания.

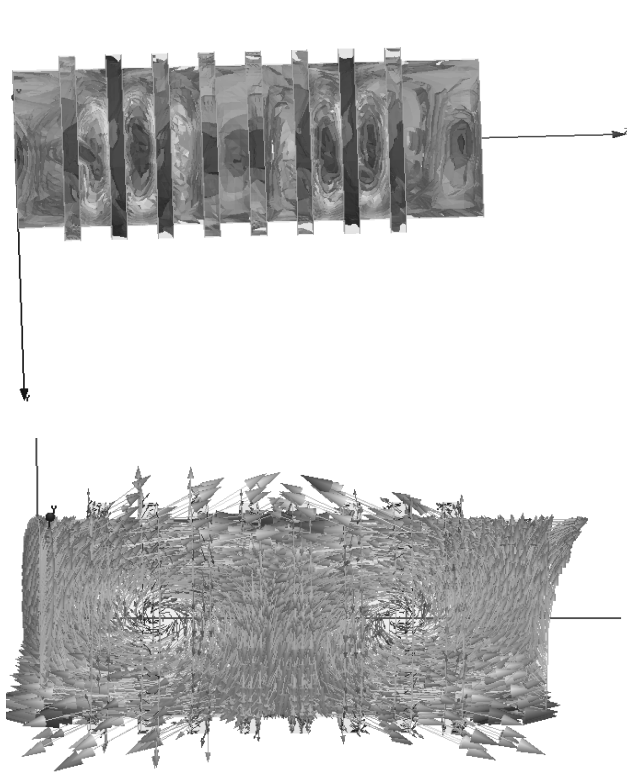


Рис.2а. Распределение магнитного поля  
вблизи поверхности электрода.

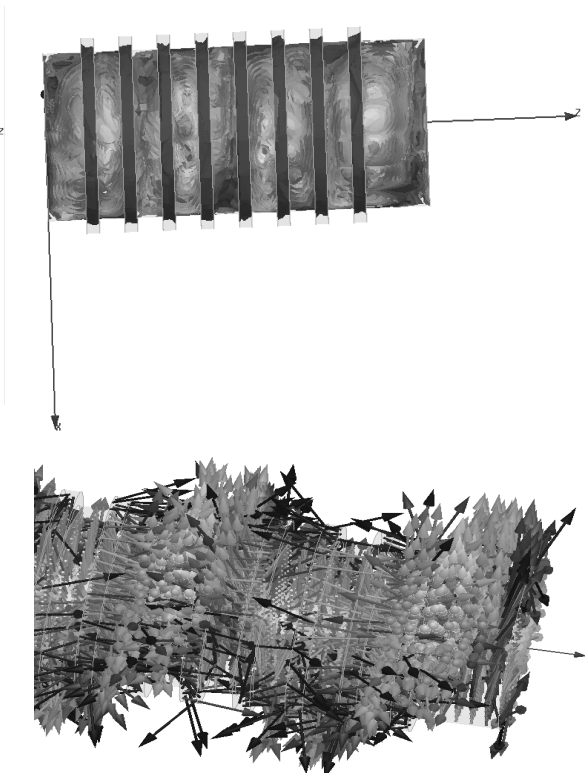


Рис.2б. Распределение электрического  
поля вблизи поверхности электрода.

При помещении ребристого стержня в экран с продольной проводимостью, дисперсионное уравнение структуры с учетом геометрических упрощений имеет вид:

$$\frac{\tau}{k} \cong \frac{k}{\tau} \frac{\ln \frac{c}{p}}{\ln \frac{a}{c}} \sqrt{\varepsilon}, \quad (1)$$

где  $\tau$  - поперечная постоянная, связанная с волновым числом  $k$  и фазовой постоянной  $\beta$  соотношением  $\beta^2 = \tau^2 + k^2$ ,  $\varepsilon$  - относительная диэлектрическая проницаемость между ребристым стержнем и экраном,  $a$  - радиус экрана,  $c$  - радиус ребристого стержня,  $p$  - радиус выточек ребристого стержня.

Из соотношения (1) находится замедление волны  $n$ :

$$n = \frac{\beta}{k} \cong \sqrt{\frac{\ln \frac{c}{p}}{\ln \frac{a}{c}} \sqrt{\varepsilon} + 1} \quad (2)$$

Из формулы (2) следует, что замедление в данной системе зависит от отношения геометрических размеров электрода и  $\varepsilon$ . На рис.2 при  $\varepsilon = 1$  приведена зависимость замедления  $n$  от отношения

геометрических параметров электрода  $\left(\frac{c}{p}; \frac{a}{c}\right)$ , рассчитанная в программе MathCAD.

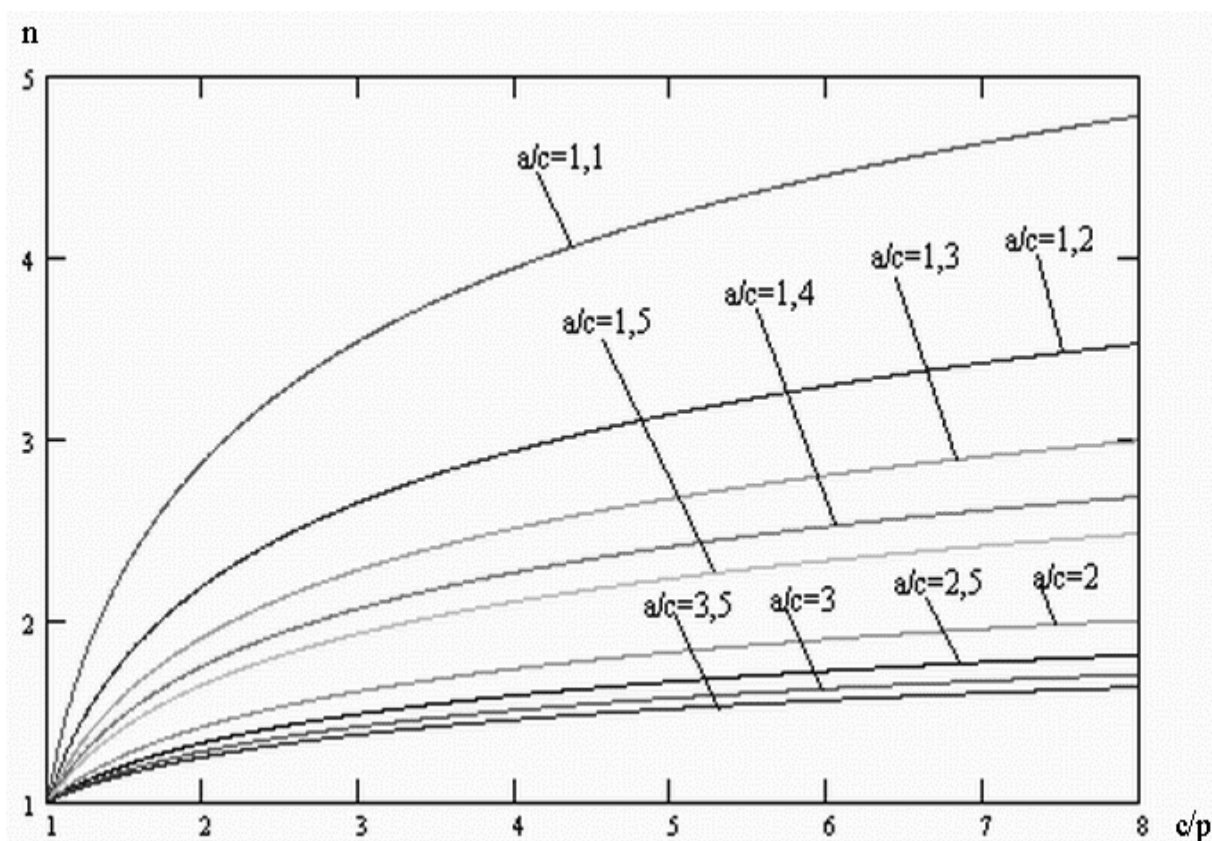


Рис.3. Зависимость коэффициента замедления от отношения геометрических параметров электрода.

Анализ полученных результатов компьютерного моделирования и приближенного аналитического выражения для коэффициента замедления показывает, что управляя поперечной постоянной и диэлектрической проницаемостью среды в пространстве между ребристым стержнем и экраном, можно добиться требуемого коэффициента замедления при заданной рабочей частоте электрода, что, в свою очередь, позволяет использовать предложенную структуру для эффективного терапевтического лечения.

1. Лебедев И.В. Техника и приборы СВЧ. Т.1. М.: Высшая школа, 1970.
2. Дзугаев В.К., Пчельников Ю.Н. Расчет и конструирование замедляющих систем. М.: МИЭМ, 1989.
3. Пчельников Ю.Н., Елизаров А.А. Методические указания для выполнения самостоятельных и лабораторных работ по курсу «Расчет и конструирование замедляющих систем». М.: МГИЭМ, 1994.
4. Окавитов В.В. Практика ТУР операций. М.: Мирмед, 2005.