ИССЛЕДОВАНИЕ МИКРОВОЛНОВОГО ЭЛЕКТРОДА ДЛЯ УРОЛОГИИ

Р.В. Шаймарднов

факультет Информатики и телекоммуникаций

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, встроенной в специальный катетер.

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

* нет необходимости в электроде с широкой частотной полосой;
* со спирали затруднен отвод тепла, а, следовательно, не может быть получена высокая выходная мощность и возможны ожоги тонких эпитаксиальных тканей внутренних органов, непосредственно прилегающих к прибору.

В результате проведенных исследований предлагается разработка узкополосного излучателя с диэлектрическим заполнением на основе коаксиальной ребристой линии.

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

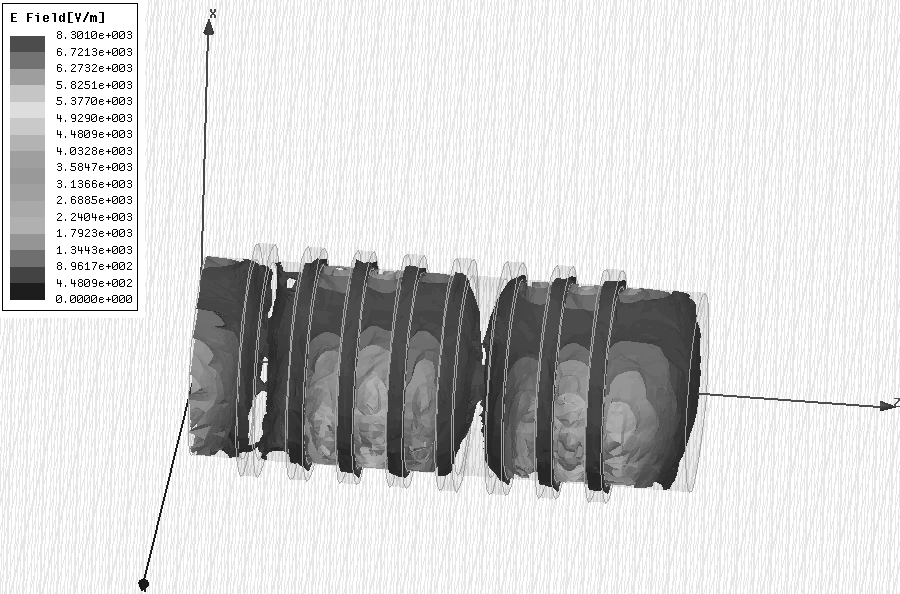
* обеспечение точной локализации электромагнитной энергии в облучаемом участке тела;
* изменение локальной зоны нагрева внутриполостного излучателя, как по длине, так и по азимуту;
* изменение площади зоны облучения.

Предложенные электроды высокотехнологичны, имеют небольшие габаритные размеры, малый вес, что повышает комфортность проводимого лечения по сравнению с традиционным хирургическим методом лечения – трансуретральной резекцией (ТУР) аденомы простаты.

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 к разработке электрод был смоделирован в пользовательской программе компании Ansoft HFSS v.12 (рис.1).Для рабочей частоты 2450 *МГц*, общая длина электрода была выбрана равной 30 *мм*, диаметр электрода – 12 *мм*. Количество ребер, укладывающихся на данной длине, при равенстве ширины ребра и расстояния между ними, выбрано равным восьми. Консультации со специалистами из 7 Центрального военного научно – исследовательского авиационного госпиталя (7 ЦВНИАГ) подтвердили, что данные геометрические параметры прибора приемлемы для проведения урологических процедур ТУМТ – терапии.

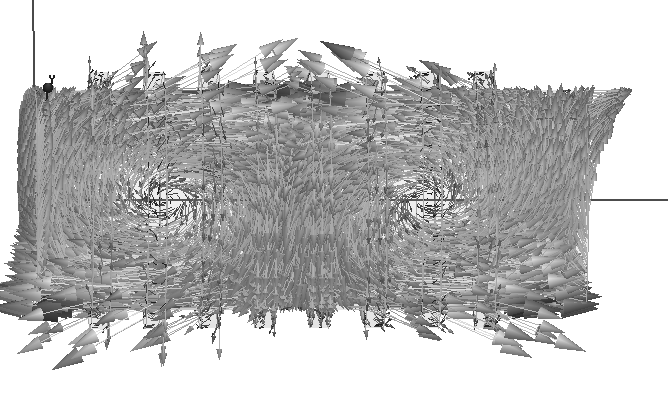


*Рис.1 Модель электрода с продольно проводящим экраном в программе Ansoft HFSS v.12.*

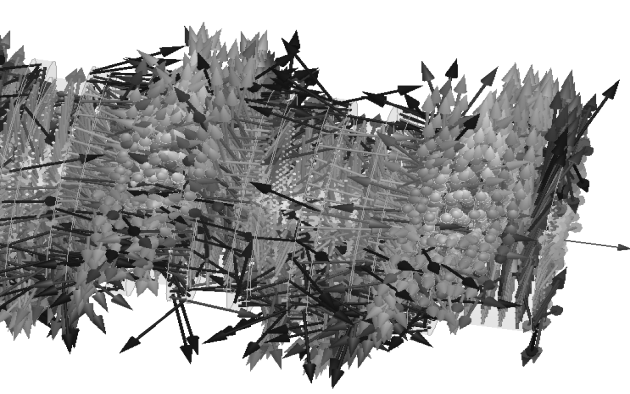
В программе были назначены порты на торцы конструкции. Импедансное сопротивление на оба порта было установлено в размере 50 Ом, обеспечивая согласование конструкции. Порт, через который обеспечивается подача СВЧ энергии, таким образом, согласован с подводящим устройством – коаксиальной линией.

Программа осуществила разбиение электрода сеткой тетраэдров для создания общей картины электромагнитного поля, используя «Метод конечных элементов (*FEM*)». В соответствии с изначально выбранным принципом разбиения «по длине», для данной конструкции было получено порядка 8000 тетраэдров, что является признаком высокого качества дальнейшего расчета поля по каждому элементу и последующему «сшиванию» результатов. Также произошло автоматическое уплотнение сетки разбиения на портах для более точного расчета поля в процессе решения.

В результате моделирования получено распределение магнитной составляющей поля вблизи поверхности электрода (рис.2).



*Рис.2 Распределение магнитной составляющей поля вблизи поверхности электрода.*

Было получено распределение электрического поля вблизи поверхности, картина которого имеет периодическую структуру (рис.3). Волна распространяется от порта, где осуществляется подача энергии СВЧ, к противоположному порту без затухания.

*Рис.3 Распределение электрической составляющей поля вблизи поверхности электрода.*

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

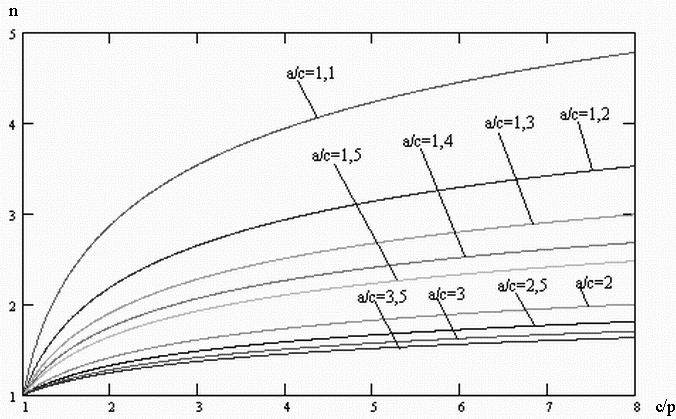
,

где *τ* – поперечная постоянная, связанная с волновым числом *k*  и фазовой постоян­ной *β* соотношением *β2 = τ2 + k2, ε* – относительная диэлектрическая проницаемость между ребристым стержнем и экраном, *а –* радиус экрана, *с* – радиус ребристого стержня, *р* – радиус выточек ребристого стержня.

Из приведенного соотношения находится замедление волны *n*:



Из данной формулы следует, что замедление в этой системе зависит от отношения геометрических размеров электрода и *ε.* На рис.4 при *ε* =1 приведена зависимость замедления *n* от отношения геометрических параметров электрода (c, p, a,), рассчитанная в программе MathCAD.



*Рис.4. Зависимость коэффициента замедления от отношения геометрических параметров электрода.*

Анализ согласования портов, проведенный программой на всем диапазоне используемых частот, показал, что изменение значений составляет сотые доли процента. Так же был задан на вычисление диапазон свыше предельной частоты – 2450 МГц. Результаты свидетельствуют, что на частоте 4000 МГц не происходит сильного рассогласования портов.

Были получены расчетные данные, свидетельствующие о том, что в процессе обработки и «сшивания» полей проведено восемь итераций, что является высоким показателем уровня точности расчета. Полученная сходимость S – матриц не превысила единичного значения и стремилась к нулю – идеальному значению. Результирующая S – матрица позволяет рассчитать модули падающих и отраженных сигналов непосредственно из данного набора входных сигналов, приводя полную трехмерную электромагнитную характеристику структуры к набору S – параметров структуры.

На стадии испытаний данного электрода необходим учет важного фактора при проведении ТУМТ – терапии, определяющего ее эффективность: кровоток через ткани железы. Контроль температуры является одним из главных параметров в процессе проведения терапии, так как именно нагрев определяет степень образования некроза и его площадь. В течение ТУМТ температура в тканях железы, главным образом, определяется тремя процессами: поглощением тканями микроволновой энергии, потерями тепла за счет теплопроводности тканей, отводом тепла за счет кровотока. Кровь действует как теплоотвод, тем самым понижая температуру в тканях железы. Клинические исследования показали, что кровоток оказывает значительное влияние на температуру в процессе термотерапии, отводя наведенное тепло из области разогрева. Так, для пациентов с доброкачественной гиперплазией простаты, скорость кровотока до терапии составляла 10,8–24,2 мл/мин в пересчете на 100 г железы, что является показателем вдвое ниже нормы. Скорость кровотока меняется и во время проведения термотерапии, как защитная реакция организма на температурное воздействие. Так при температурах ниже 450С скорость кровотока в мышечных тканях может увеличиться в 9 раз. При более высоких температурах, в результате коагуляции капилляров, скорость кровотока снижается.

Для преодоления влияния кровотока на ход терапии и получения более стабильных,  и прогнозируемых эффектов лечения, а также повышения переносимости пациентом процедуры, предлагается использовать метод, разработанный компанией «Просталунд Оперейшн АБ»: интрапростатическое введение обезболивающего препарата, содержащего адреналин, который вызывает спазм сосудов, тем самым уменьшая скорость кровотока в тканях железы. Использование данного препарата позволило сократить сеанс до 15 – 30 минут, при этом пациент практически не испытывает дискомфорта в ходе процедуры.

Обработка всех полученных результатов компьютерного моделирования и приближенного аналитического выражения для коэффициента замедления, с учетом особенностей проведения терапии 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 заболеваний простаты.