

УДК 004.94, 51-76

Зубцова Ю.В., Кривушин А.А.

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РАДИОЧАСТОТНОЙ АБЛЯЦИИ СЕРДЦА

Рязанский государственный медицинский университет, г. Рязань

В статье рассмотрено значение теоретических, математических и вычислительных моделей радиочастотной катетерной абляции. Описаны наиболее важные технические детали реализации моделей, включая свойства тканей, граничные условия и т. д. Обсуждается польза моделирования и возможности его широкого использования в клинических исследованиях для физического объяснения того, как радиочастотная энергия поглощается различными тканями.

Ключевые слова: радиочастотная абляция, математическое моделирование, компьютерное моделирование.

Радиочастотная катетерная абляция (РЧА) сердца, представляет собой миниинвазивную процедуру, которая может устранять сердечные аритмии за счет использования радиочастотной энергии для необратимого термического разрушения очага аритмии или создания линейных поражений, блокирующих проведение потенциалов действия по патологическим путям, являющихся причиной аритмий. При РЧА активный электрод катетера вводится до тех пор, пока не достигнет патологического очага в сердце, а пассивный находится на коже. Затем на активный электрод подается радиочастотный импульс, который нагревает аритмогенные клетки до 60 °С, вызывая их гибель. С каждым годом популярность РЧА сердца увеличивается, вместе с этим растут и требования к процедуре. Существует множество неконтролируемых переменных при проведении такой операции, например, угол наклона электрода, глубина его введения, электрическая проводимость тканей тела, близость к другим патологическим очагам, перенесенные ранее хирургические вмешательства. Вследствие этого, операция может иметь множество различных сценариев. Справиться с этим помогает математическое и компьютерное моделирование, которое можно рассматривать как дополнительный инструмент к экспериментальным исследованиям [1, 2].

Цель работы

Цель работы – рассмотреть возможности компьютерного моделирования в медицинской практике на примере радиочастотной катетерной абляции.

Материал и методы

В работе применялись методы синтеза, сравнения и обобщения. Осуществлялся поиск, обработка и анализ научных работ по данной тематике. Использовались возможности программы COMSOL Multiphysics для моделирования положения катетера при РЧА.

Компьютерное моделирование радиочастотной абляции сердца для решения вопросов об исходе операции берет начало с 1990 года и продолжается до сих пор. С каждым разом удавалось брать под контроль все более тонкие составляющие, постепенно увеличивая контролируемость исходов РЧА сердца. Компьютерное моделирование РЧА сердца используется для понимания множества процессов, происходящих во время операции.

Поэтому компьютерное моделирование следует рассматривать как дополнительный инструмент к экспериментальным исследованиям, которые являются абсолютно незаменимым средством проверки результатов вычислений. Компьютерное моделирование имеет явные преимущества: переменные можно держать под контролем и назначать диапазоны индивидуальных или множественных вариаций, оно может анализировать температурные и электрические величины в областях, очень близких к электроду, которые резко меняются с расстоянием, то есть настолько большие градиенты, что их невозможно зафиксировать экспериментально.

Результаты и обсуждение

Компьютерное моделирование широко применяется для получения дополнительных знаний о биофизических процессах, происходящих при радиочастотной абляции. Существуют экспериментально доказанные различия между пространственным распределением радиочастотной энергии, поглощаемой вокруг электрода как в крови, так и в тканях, и термическим поражением, возникающим исключительно в ткани. Приведем пример такого компьютерного моделирования с помощью программы COMSOL Multiphysics [3]. Форма поражения обычно эллипсоидная, самая горячая точка слегка смещена от поверхности электрода, который действует как теплоотвод.

Показано типичное распределение напряженности электрического поля вокруг электрода для двух углов установки катетера (перпендикулярного и параллельного) и результирующее распределение температуры в крови и тканях. Величина напряженности электрического поля напрямую связана с подаваемой электрической мощностью, и, как можно видеть, оно ограничено узкой областью вокруг электрода, наиболее заметно на краю, где металл соприкасается с пластиком. Интересно, что вокруг сферической вершины она больше, чем вокруг цилиндрической поверхности. Физическое объяснение этому состоит в том, что электрическое поле затухает примерно со скоростью $1/r$ вокруг цилиндрической зоны электрода и $1/r^2$ вокруг сферической зоны, т.е. острия. Также показано распределение температуры в миокарде и крови.

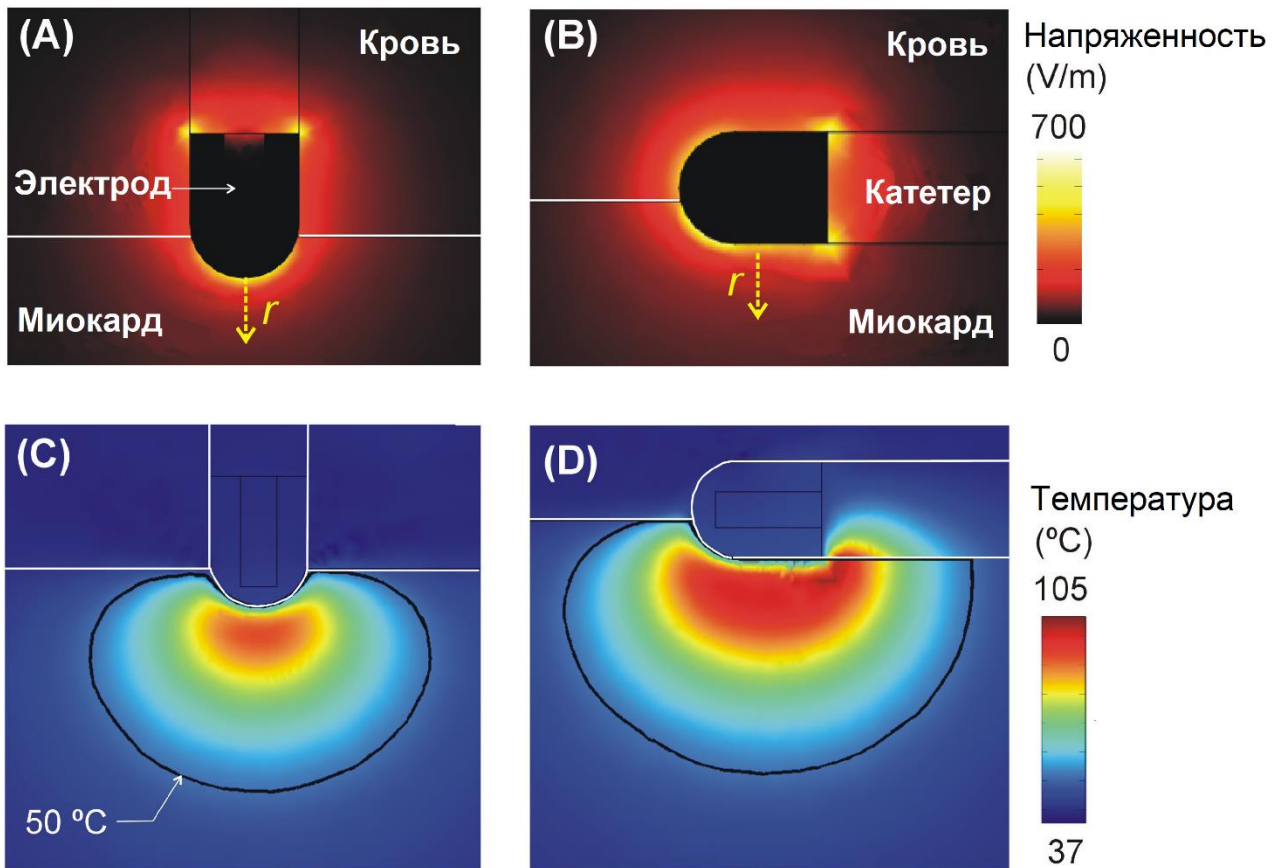


Рис. 1. Распределение напряженности электрического поля и температуры вокруг электрода во время РЧА для перпендикулярного (А, С) и параллельного (В, D) катетера.

Хотя электрическая энергия поступает как в кровь, так и в миокард, повышение температуры и, следовательно, повреждение происходит только в миокарде, поскольку кровоток отводит тепло и охлаждает поверхность миокарда, образуя эллипсоидное повреждение. Кроме того, самая горячая точка в миокарде находится недалеко от кончика электрода, поскольку корпус электрода действует как мощный теплоотвод благодаря теплопроводности, примерно в 100 раз большей, чем у миокарда. Таким образом, компьютерные результаты показывают, что радиочастотный ток нагревает не электрод напрямую, а только очень тонкий край прилегающей ткани, а затем электрод, в свою очередь, нагревается за счет теплопроводности ткани, отводя тепло в циркулирующую кровь. Фактически, тепловой эффект кровотока резко влияет на размер поражения за счет отвода энергии из области ткани, нагретой радиочастотным излучением [3].

Как правило, ожидается, что термическое поражение возникнет в точках с высокими значениями электрической мощности, но термическое повреждение произойдет только при отсутствии отвода тепла. Таким образом, циркулирующая кровь не нагревается на стыке электрод-катетер в случае вертикального наклона катетера, однако в местах соединения металлического кончика и корпуса катетера есть горячие точки, которые нагревают ткань,

когда катетер расположен горизонтально. Расположение этих горячих точек на температурных картах, полученных в результате компьютерного моделирования, может подсказать, где оптимально следует разместить датчики температуры на катетере.

Большинство процедур РЧА используют монополярный режим, что означает, что радиочастотный ток протекает между активным электродом и большим пассивным электродом на коже пациента. Хотя этот ток протекает через различные типы тканей, его плотность высока только вблизи активного электрода, поэтому повышение температуры возникает локально. При том, что температура в других типах тканей не повышается, рассеянная радиочастотная мощность в них присутствует. Пространственное распределение энергии особенно высоко вокруг абляционного электрода и по краям диспергирующего (пассивного) электрода, в то время как в костных тканях он очень низок. Эта оценка может быть полезна при регулировании приложенной мощности в любой ограниченной предметной области, такой как компьютерные модели и *установки ex vivo*, которые включают не все туловище, а только фрагмент ткани и кровь вокруг электрода [4].

Компьютерное моделирование широко применяется для предварительных разработок новых технологий РЧА. Так как в экспериментах достаточно трудно получить правильные данные для плотности тока и температуры тканей, сначала предпочтительно применить моделирование, а затем подтвердить данные экспериментально. Такие данные расчетов могут улучшить и облегчить разработку новых технологий. Благодаря этому преимуществу, а также его скорости и низкой стоимости компьютерное моделирование использовалось в качестве доказательства концепции для разработки технических усовершенствований, связанных с конструкцией электродов. Например, так были разработаны иглообразные электроды, применяющиеся для манипуляций в глубоких слоях миокарда желудочков, а также новые формы и материалы катетеров [3].

Для абляции при фибрилляции предсердий, при которой идет поиск непрерывных трансмуральных поражений, компьютерное моделирование используется для сравнения различных способов подачи радиочастотной энергии (монополярной или биполярной) с применением нескольких электродов на одном катетере. Также с помощью компьютерного моделирования изучалась эффективность катетеров с орошаемым наконечником. При использовании таких катетеров снижается температура на границе электрод-кровь, в связи с чем снижается риск тромбообразования.

В контексте абляции при желудочковой тахикардии, когда цель находится глубоко в миокарде, необходимо использование альтернативных методов РЧА, которые были также рассмотрены с помощью компьютерного моделирования. Например, было предложено использование биполярного электрода для создания трансмуральных повреждений черед

межжелудочковую перегородку или свободную стенку желудочка. При таком методе существует различие между электрическими и тепловыми условиями от эндокардиального и эпикардиального электрода, так как эпикардиальный не контактирует с кровью [4].

Непосредственно проведение компьютерного моделирования складывается из нескольких этапов: сбор исходных данных (свойства материала, условия), получение дифференциального уравнения, составление математической модели, формирования компьютерного решения, экспериментальная проверка результатов.

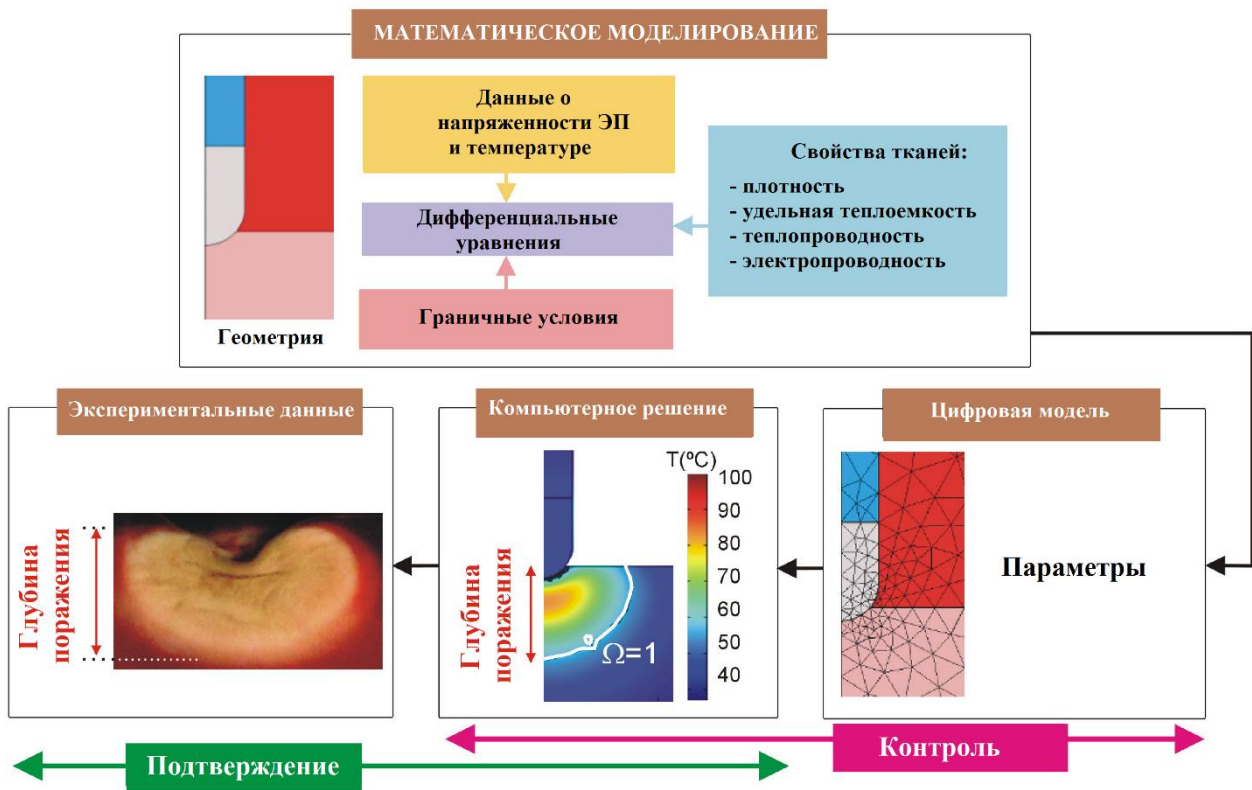


Рис. 2. Схема основных шагов по построению вычислительной модели для РЧА.

Сначала происходит упрощение реальной ситуации и определение геометрии данной модели. В моделях РЧА чаще всего поверхность считается гладкой. Определяются различные симметрии, благодаря которым вычислительная область сокращается. Моделируются 2D и 3D изображения.

Затем вычисляются переменные, учитывающие напряжение, направления активного и пассивного электродов, их место расположения, температуру, расстояние между электродом и тканью, электрическое сопротивление тканей и крови, степень термического повреждения, размер поражения. Вычисления происходят на основе уже имеющихся данных с использованием математических моделей [5].

Последним этапом является проверка полученных данных. Это позволяет ответить на вопрос: насколько надежны данные, полученные в ходе компьютерного моделирования и

насколько целесообразно их использовать на практике? Проверка осуществляется экспериментальным путем. Только с помощью сравнения данных моделирования и практических результатов можно подтвердить правильность модели. Неопределяемые расхождения между вычислительными и экспериментальными результатами говорят о том, что некоторая часть математической модели должна быть модифицирована. Экспериментальные модели не полностью идентичны моделям, используемым на практике, то есть, тканям человека. В качестве экспериментальных моделей используются ткани животных, например, свиней, которые имеют отличные от человека характеристики [2]. Но для проверки таких данных достаточно.

Заключение и выводы

Современные разработки демонстрируют математические и компьютерные модели, способные достаточно точно предсказывать форму и размер поражений в конкретных условиях. Большинство математических моделей показали хорошие результаты с качественной точки зрения, т.е. они показали то же поведение, что и экспериментальные модели, при изменении определенных параметров, таких как мощность, продолжительность, кровотоков [3]. В количественном выражении большинство компьютерных моделей довольно хорошо предсказывают температуру ткани на глубине менее 3 мм с погрешностями в несколько градусов. Анализ метода показывает, что ошибки прогнозирования часто связаны с неопределенностью в методе определения контура поражения и пространственного положения датчиков температуры.

ЛИТЕРАТУРА

1. Кривушин, А. А. Применение элементов компьютерного моделирования при изучении солнечной активности с использованием интернет-технологий / А. А. Кривушин // Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2016 : сборник трудов международной научно-технической и научно-методической конференции: в 4 томах, Рязань, 02–04 марта 2016 года / Рязанский государственный радиотехнический университет; Под общей редакцией О.В. Миловзорова. Том 3. – Рязань: Рязанский государственный радиотехнический университет, 2016. – С. 244-247. – EDN WKJPPD.
2. Федосеев, А. В. Измерение натяжения лапаротомной раны в экстренной хирургии / А. В. Федосеев, А. С. Инютин, Т. Г. Авачева [и др.] // Материалы II Всероссийской конференции студентов и молодых ученых с международным участием "Естественнонаучные основы медико-биологических знаний", Рязань, 29–30 апреля 2019 года. Том Часть 1. – Рязань: Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова, 2019. – С. 81-83. – EDN RTBNGV.
3. González-Suárez A, Pérez JJ, Irastorza RM, D'Avila A, Berjano E. Computer modeling of radiofrequency cardiac ablation: 30 years of bioengineering research. *Comput Methods Programs Biomed.* 2022;214:106546. doi:10.1016/j.cmpb.2021.106546
4. Blouin, L.T., Marcus, F.I. and Lampe, L. (1991), Assessment of Effects of a Radiofrequency Energy Field and Thermistor Location in an Electrode Catheter on the Accuracy of Temperature

Measurement. Pacing and Clinical Electrophysiology, 14: 807-813. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1991.tb04111>.

5. Авачева, Т. Г. Автоматизация расчетной части лабораторных работ по медицинской физике / Т. Г. Авачева, А. А. Кривушин // Школа будущего. – 2023. – № 3. – С. 128-137. – DOI 10.55090/19964552_2023_3_128_137. – EDN FFNILC.