

В ПОМОЩЬ ПРАКТИЧЕСКОМУ ВРАЧУ

**В.И.Стеклов¹, А.А.Серговец¹, Ф.Г.Рзаев², М.В.Емельяненко¹,
М.В.Липская¹, В.Е.Валуев³, Ю.А.Владимиров⁴**

РАДИОЧАСТОТНАЯ КАТЕТЕРНАЯ АБЛАЦИЯ: БИОФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ И ПАТОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ

¹ФКУ «Центральный военный клинический госпиталь им. П.В. Мандрыка» МО РФ;
²ГБУЗ «ГКБ им. И.В.Давыдовского» ДЗМ; ³Филиал № 3 ФГБУ «Главный военный клинический госпиталь
им. Н.Н.Бурденко» МО РФ, ⁴МГУ им. М.В.Ломоносова, Москва

Рассматриваются биофизические процессы, происходящие в тканях во время радиочастотной катетерной абляции аритмогенного субстрата, понимание которых, возможно, позволит улучшить результаты и безопасность этих процедур, а также снизить количество осложнений.

Ключевые слова: радиочастотная абляция, распределение энергии, параметры абляции, нарушения ритма сердца, абляционный электрод, мягкий тромб, феномен газового взрыва

Biophysical processes in tissues during radiofrequency ablation of arrhythmogenic substrate are considered; their understanding can possibly improve the outcome and safety of the procedures as well as decrease the incidence of complications.

Key words: radiofrequency ablation, energy distribution, ablation parameters, cardiac arrhythmia, ablative electrode, soft thrombus, gas explosion phenomenon.

В последние три десятилетия наблюдается стремительное и порой драматическое развитие аритмологии. Эта область медицины быстро и своевременно впитывает новые достижения современной электроники, высоких технологий, плодотворно используя их в лечебном процессе. Благодаря электрофизиологическим исследованиям и катетерным технологиям, подходы к диагностике и лечению аритмий сердца получили бесспорное совершенствование. Хотя разрабатываются и внедряются в клиническую практику новые, не только фармакологические, но и хирургические методы, маловероятно, что катетерная радиочастотная абляция (РЧА) когда-либо потеряет свою основную роль в терапии тахиаритмий сердца.

Метод РЧА впервые использовалась для лечения нарушений сердечного ритма на животных моделях в середине 80-х гг. [1, 2], а в клинических условиях - в 1986 г. [3]: для создания полной атриовентрикулярной (АВ) блокады - в 1989 г. [4], модификации АВ соединения и деструкции дополнительного АВ соединения (ДАВС) - в 1991 г. [5, 6] и для лечения предсердных и желудочковых аритмий - в 1992 и 1993 гг. [7]. Во время лечения перечисленных тахиаритмий, как правило, используется точечная (фокусная) РЧА. В отличие от тех ранних фокусных абляций, лечение фибрилляции/трепетания предсердий требует создания линейных трансмуральных повреждений в предсердиях, что в некоторых случаях может привести к разрыву стенки предсердия, повреждению пищевода, диафрагмального нерва с развитием серьезных осложнений. Глубина и площадь повреждения при РЧА, прежде всего зависит от уровня мощности прилагаемой энергии радиочастотного тока, температуры и сопротивления на кончике электрода,

длительности аппликаций, диаметра кончика электрода [8-10], приложенной к нему силы и площади контакта электрода с эндокардом [11, 12], скорости орошения электрода при использовании охлаждаемых электродов [13, 14]. Однако иногда во время аппликации, несмотря на проводимый тщательный контроль за параметрами РЧА (мощность энергии, температура и сопротивление электрода, скорость орошения, сила контакта электрода с тканью), возникает своеобразный хлопок - феномен «микровзрыва», который нередко приводит к разрыву стенки сердца, с последующим развитием гемоперикарда. Кроме этого при тесном прилегании пищевода к левому предсердию (ЛП) возрастает риск их повреждения с последующим формированием свищевого отверстия. Чтобы предотвратить эти осложнения важно понимать, какие изменения происходят в ткани во время РЧА. Четкое осмысление биофизических процессов и патофизиологических механизмов, возникающих в зоне повреждения при РЧА, возможно, позволит повысить эффективность и безопасность вмешательства.

В этой статье мы обсудим биофизику и патофизиологические аспекты РЧА аритмий сердца. На рис. 1 представлена схема процесса абляции очага аритмии в сердце. Абляционный электрод установлен в область источника аритмии. Радиочастотный ток вырабатывается специальным генератором и подается на кончик электрода. Электрический ток, проходящий между абляционным и индифферентным электродами, приводит к нагреву ткани, прежде всего в непосредственной близости от кончика абляционного электрода. Кончик этого электрода изготавливается из металла, часто - из сплава нержавеющей стали, платины, золота. Основная часть катетера электрически изолирована, поскольку

© Коллектив авторов 2018

Цитировать как: Стеклов В.И., Серговец А.А., Рзаев Ф.Г., Емельяненко М.В., Липская М.В., Валуев В.Е., Владимиров Ю.А. Радиочастотная катетерная абляция: биофизические основы и патофизиологические аспекты // Вестник аритмологии, 2018, №94, с. 47-65; DOI: 10.25760/VA-2018-94-47-65.

нагрев ткани должен происходить только там, где кончик электрода находится в прямом контакте с тканью. Кожа под индифферентным электродом также нагревается, но из-за большой площади поверхности последнего (пластина) температура будет не высокой. Тем не менее, ожоги кожи одно из возможных осложнений, особенно при процедурах аблации опухоли, когда высокая мощность используется в течение длительного времени. Теперь рассмотрим биофизические процессы и патофизиологические механизмы повреждения, происходящие во время РЧА.

РАСПРОСТРАНЕНИЕ ЭНЕРГИИ РАДИОЧАСТОТНОГО ТОКА МЕЖДУ ЦИРКУЛИРУЮЩЕЙ КРОВЬЮ, МИОКАРДОМ И ТЕЛОМ ПАЦИЕНТА

Для того чтобы выяснить, как действительно доставляется энергия к источнику аритмии, необходимо проследить путь прохождения радиочастотного тока через ткани пациента. Во время аблации часть электрода соприкасается с эндокардом, а другая - с циркулирующей кровью (рис. 2). Известно, что кровь обладает лучшей проводимостью электрического тока, чем эндокард. Поэтому, гораздо больше энергии отдается к циркулирующей крови нежели сердечной ткани. От аблационного электрода ток распространяется как в циркулирующую кровь, так и в эндокард, затем проходит через туловище к индифферентному электроду. Таким образом, часть энергии теряется при прохождении через тело, включая область индифферентного электрода [16]. Клинический интерес представляет изучение распространения этой энергии в пациенте, в первую очередь в области соприкосновения кончика электрода с окружающей его кровью и эндокардом.

Потеря радиочастотной энергии вследствие утекания ее в тело пациента

При условии, что сопротивление на кончике электрода в месте соприкосновения с кровью и эндокардом равно сопротивлению пациента, то энергия распределяется между ними одинаково. Это означает, что 50% всей энергии неэффективно «утекает» в туловище, т.е. распространение энергии в пациенте зависит от соотношения сопротивления между пациентом и электродом [18]. Сопротивление тела пациента при использовании индифферентного электрода размером 10x20 см на нижней части спины, как правило, составляет 45 Ом, из которых 10-20 Ом составляет сопротивление кожи вблизи индифферентного электрода. При общем среднем сопротивлении 120 Ом, сопротивление на кончике электрода (кровь-ткань) составит 75 Ом. Следовательно, 38% от общей доставляемой энергии впустую рассеивается в теле пациента и только 62% доставляется аблационным электродом к крови и эндокарду [17]. Использование индифферентного электрода с большей площадью поверхности или размещение его ближе к проекции сердца может, в какой-то

степени, снизить сопротивление тела пациента и, следовательно, потерю энергии [16, 18].

Распределение энергии между кровью и эндокардом

Как обсуждалось ранее, мощность энергии радиочастотного тока, доставляемая через электрод, распределяется между кровью и тканью. Распределение между ними зависит от сопротивления с обеих сторон, а также от соотношения площади контакта электрода с прилежащей тканью и циркулирующей кровью. В случае стандартного аблационного электрода длина кончика которого равна 4 мм - его округлый дистальный конец составляет 25% от общей поверхности электрода. Это означает, что при перпендикулярной ориентации электрода по отношению к ткани 25% от всей поверхности кончика электрода контактирует с эндокардом. При параллельной ориентации кончика электрода сила давления на него, оказываемая ручкой катетера, ограничена. Таким образом, практически невозможно вдавить кончик электрода в эндокард более чем наполовину (контакт на 50%), а контакт на 25% в сущности, можно расценивать как хороший. Кроме контакта электрода с эндокардом, соотношение сопротивления между эндокардом и кровью также влияет на мощность доставляемой энергии к мышечной ткани при РЧА. Обычно сопротивление крови примерно в два раза ниже, чем у эндокарда. При контакте кончика электрода на три четверти с кровью и одной четвертью с окружающей тканью, количество энергии, поступающей в кровь, будет примерно в шесть раз больше, чем в эндокард. Таким образом, при 25% контакте кончика электрода с эндокардом с учетом потери мощности на 38% в туловище пациента, оставшаяся часть мощности (62%) распределяется между кровью и мышечной тканью в соотношении 6:1. Следовательно, только 9% от общей мощности будет фактически доставлено в эндокард, а основная часть (53%) - в кровяной ток. Таким образом, при хорошем (25%) контакте кончика электрода с



Рис. 1. Схема процедуры радиочастотной аблации.

Аблационный электрод устанавливается в область источника аритмии под флюороскопическим или внутрисердечным эхокардиографическим контролем. Радиочастотная энергия, вырабатываемая генератором, подается на электрод и приводит к нагреву ткани вокруг его кончика. В качестве обратной линии для радиочастотного тока служит индифферентный электрод в виде пластины, размещенный под спиной пациента (модифицировано из статьи D.Panescu и соавторов [15]).

эндокардом и общей мощности используемой энергии 50 Вт, всего лишь 4,5 Вт будет использоваться для создания эндокардиального повреждения [18].

В зависимости от площади контакта кончика электрода с эндокардом соотношение между эффективной подачей энергии в мышечную ткань и потерями ее в кровотоке может резко отличаться. Когда кончик электрода застревает в кармашках или щелях в эндокарде, между трабекулами, под створкой клапана или в просвете большой вены сердца, то с окружающей тканью контактирует его большая часть. Следовательно, значительно возрастает количество энергии, поставляемое в ткань (при сравнении с 25% контактом), что может привести к существенному нагреву тканей. На практике при повышении температуры абляционного электрода, РЧ-генератор просигнализирует о перегреве тканей и автоматически ограничит подачу энергии. Однако при использовании орошаемого абляционного электрода, обратная связь температуры (термоконтроль) намного меньше, чем при использовании конвекционного электрода. Поэтому использование больших мощностей в тонкостенных структурах миокарда может привести к серьезным осложнениям [19-21].

НАГРЕВ ТКАНИ ПОД ДЕЙСТВИЕМ РАДИОЧАСТОТНОГО ТОКА

Эндокард под поверхностью электрода нагревается вследствие прямого резистивного нагрева, а также вследствие вторичного процесса рассеивания тепла к окружающему миокарду [22, 23]. Резистивный нагрев - это нагрев проводящего тела при прохождении через него электрического тока. В сущности, эндокард нагревается, оказывая сопротивление протекающему через него электрическому току, превращая его в тепло, которое рассеивается в окружающую ткань. При

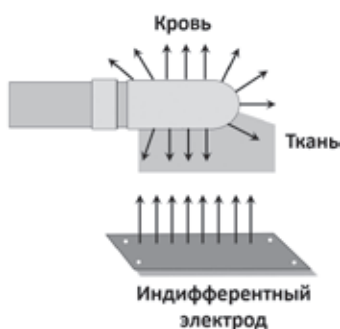


Рис. 2. Схема распространения радиочастотного тока во время абляции. С поверхности электрода радиочастотный ток преимущественно рассеивается в кровотоке (указано стрелками) вследствие его меньшего удельного электрического сопротивления по сравнению с эндокардом. Радиочастотный ток возвращается к кончику электрода через индифферентный электрод. Импеданс на абляционном электроде представляет собой параллельное сопротивление с поверхности эндокарда и крови. Общее сопротивление состоит из суммы сопротивления на поверхности электрода и ткани, а также всей остальной части пациента, включая сопротивление индифферентного электрода (модифицировано из статьи F.Wittkampf и соавторов [17]).

сферическом кончике электрода ток распространяется радиально, в связи с чем плотность тока уменьшается с квадратом расстояния от центра электрода. Поэтому, рассеиваемая мощность в единице объема уменьшается в четыре раза в зависимости от расстояния.

Примерно 90% всей энергии, которая доставляется в ткани, поглощается в пределах первых 1-1,5 мм от поверхности кончика электрода. Остальная часть ткани будет в основном нагреваться за счет теплопроводности. Если резистивный нагрев начинается сразу после начала РЧА, то нагрев лежащего глубже эндокарда происходит намного медленнее. Поэтому для создания «полноценных» повреждений длительность РЧА должна составлять не менее 30-60 секунд [9, 24, 25]. Рост повреждения происходит быстрее в начале аппликации, в первые 10-15 секунд. Через 30-60 секунд аппликации температура тканей достигает своего максимального значения и наблюдается стабильный отток тепла от электрода в окружающую среду, т.е. возникает «тепловой баланс». После прекращения РЧА происходит постепенное снижение температуры эндокарда. Поэтому при преждевременном прерывании аппликации, например, в случае возникновения АВ блокады, кондуктивное (теплопроводное) нагревание сразу не обрывается. Возникает феномен тепловой задержки, который может явиться причиной такого осложнения как запоздалая АВ-блокада [26, 27].

ТЕМПЕРАТУРА ТКАНЕЙ И ЭЛЕКТРОДА

Параметры температуры, которые отражаются на генераторе радиочастотного тока, показывают температуру кончика электрода. Повышение температуры самого электрода является вторичным процессом - он не нагревается радиочастотной энергией, его кончик нагревается вследствие соприкосновения с нагретой тканью. Причем следует помнить, что конвективное охлаждение кровью снижает температуру поверхности эндокарда в месте абляции, в связи с чем максимальный нагрев ткани происходит не на ее поверхности в месте контакта с электродом, а на расстоянии нескольких миллиметров под ее поверхностью. Еще одной температурной особенностью является то, что температура электрода измеряется в одном конкретном месте внутри электрода. А как упоминалось выше, с одной стороны кончик электрода нагревается тканью эндокарда, а с другой стороны охлаждается кровью - за счет этого создается градиент температуры внутри электрода. И все же, основной проблемой эффективного нагрева ткани является охлаждение электрода кровью и нестабильный контакт его кончика с эндокардом. Эти факторы оказывают наибольшее влияние на разницу температур между электродом и тканью [28, 29].

Таким образом, оцениваемая врачом температура электрода может лишь косвенно отражать температуру нагрева эндокарда, а скорость повышения температуры электрода, в таком случае, явно будет отличаться от скорости повышения температуры ткани. Тем не менее, иногда наблюдается относительно высокое повышение температуры электрода при относительно

низких уровнях мощности. Существует два возможных объяснения этой ситуации: 1) хороший и плотный контакт с тканью, который улучшает передачу энергии в эндокард; 2) низкая скорость кровотока, которая снижает охлаждение кончика электрода и, следовательно, уменьшает разность температур между тканью и электродом. [28, 30]. В обоих случаях целевая температура электрода может достигаться при относительно низком уровне мощности, например, 50 °С при 10 Вт.

Улучшение контакта с тканью приводит к более высокой подаче энергии в эндокард. Следовательно, целевая температура ткани и необходимая площадь повреждения могут быть достигнуты при небольших мощностях. Однако при этом улучшается не только передача энергии к ткани, но также возрастает и обратный теплообмен. Поэтому поддержание целевой температуры на кончике электрода 50 °С в такой ситуации не говорит об аналогичной температуре в ткани, где она будет ниже. В таких случаях можно увеличить целевую температуру электрода для достижения таких же температур тканей, что и при «нормальном» контакте с тканью. На практике трудно оценить безопасность такого повышения целевой температуры электрода. Однако, нам известны изменения, возникающие при увеличении мощности при стабильном контакте электрода с тканями. Экспериментальные исследования показали, что повышение температуры эндокарда происходит прямо пропорционально уровню мощности радиочастотной энергии [23]. Увеличение мощности радиочастотной энергии с 10 до 25 Вт в месте аблации повышает интрамуральную температуру ткани в 2,5 раза. То же самое относится и к температуре электрода. При стабильном контакте с тканями повышение температуры кончика электрода также пропорционально растет в зависимости от мощности радиочастотной энергии [31].

Таким образом, если уровень мощности 10 Вт приводит к повышению температуры электрода на 13 °С (до 50°С), то 20 Вт приведет к повышению температуры электрода на 26 °С (до 63 °С). И наоборот, увеличение целевой температуры с 50 °С до 63 °С приведет к двукратному увеличению мощности радиочастотной энергии [17]. Эта информация может быть полезна в ситуациях, когда целевая температура в 50 °С неожиданно достигается при 10 Вт. При нормальном кровотоке, целевая температура электрода может быть временно повышена до 60°С. И при таком же стабильном контакте электрода с эндокардом мощность радиочастотной энергии автоматически поднимется с 10 Вт примерно до 18 Вт, увеличивая площадь повреждения. В целом, температура электрода, наблюдаемая нами на РЧ-генераторе - весьма ненадежный показатель непосредственной температуры нагретого эндокарда. На практике, ни уровень мощности, ни повышение температуры электрода по отдельности не являются хорошими показателями размера повреждения. Необходима оценка одновременного изменения обоих этих параметров.

Отдельное внимание следует уделить пониженной скорости кровотока в полостях сердца, которая способствует ухудшению охлаждения кончика электрода и снижению разницы температур между электродом и

эндокардом. Такая ситуация зачастую встречается при фибрилляции предсердий (ФП) или при сниженной сократительной функции левого желудочка (ЛЖ). К примеру, при температуре электрода в 50 °С, температура нагреваемого эндокарда будет оставаться относительно низкой, возможно 55-60 °С, а не 80-90 °С, как при нормальной скорости кровотока. В то же время температура крови вблизи контактного участка может быстро достигнуть критического уровня и возможно незаметное образование тромба [17]. В условиях низкой скорости кровотока относительно безопасным вариантом РЧА является использование охлаждаемого катетера с открытым контуром орошения его кончика [32]. Нельзя забывать, что при хорошем плотном контакте электрода с эндокардом в сочетании с низкой скоростью кровотока может возникнуть быстрое нарастание температуры эндокарда, что может привести к, так называемому, мини-взрыву в точке аблации с формированием разрыва сердечной ткани. Этот феномен известен под названием «газовый взрыв» (steam pop).

ФОРМИРОВАНИЕ СГУСТКА КРОВИ

До внедрения в генераторе радиочастотного тока функции контроля за повышением температуры и мощности нередко происходило резкое повышение импеданса электрода вследствие свертывания крови на его металлической поверхности, что заставляло приостанавливать РЧА [33]. Современные генераторы радиочастотного тока позволяют автоматически уменьшать уровень подаваемой мощности или температуры, при достижении целевых значений [34]. Контроль за параметрами РЧА с автоматическим уменьшением мощности и температуры действительно предупреждает внезапное повышение импеданса и образование нагара на кончике электрода, но это не означает, того что у вас не образуется тромб на поверхности эндокарда. Как было показано в экспериментальных исследованиях, даже при отсутствии повышения импеданса при аблации в режиме «контроля по температуре» на поверхности эндокарда образуются, так называемые, «мягкие тромбы» [30].

Такой тромб состоит из агрегатов денатурированного белка с вовлечением эритроцитов [35]. Денатурация белка происходит при температуре выше 55 °С. А формирование мягкого тромба (сгустка) начинается тогда, когда температура на поверхности ткани вблизи абляционного электрода достигает значений более 70-80 °С. Возможно, это первый шаг каскада, который приводит к образованию коагуляции и росту импеданса. Денатурированные белки имеют более высокое электрическое сопротивление, чем кровь. Отсутствие потока крови внутри сгустка и его предполагаемое более высокое сопротивление ускоряет локальное нагревание как кончика электрода, так и окружающей ткани. Автоматическое снижение мощности с помощью регулируемой температуры во время аблации будет компенсировать уменьшение охлаждения электрода и может предупредить процесс высушивания ткани и повышения ее сопротивления. Не стоит забывать, что несмотря на такой автоматический контроль, все равно могут образовываться сгустки. Это может оставаться

незаметным до тех пор, пока сгусток не отделился от ткани и не попал в циркулирующую кровь [36, 37].

В настоящее время до конца не разработаны методы профилактики образования таких сгустков, так как мы не можем контролировать естественный процесс изменения скорости кровотока. Поэтому проведение РЧА в левых камерах сердца сопряжено с риском транзиторных ишемических атак. А вот проблему степени (плотности) контакта кончика электрода с эндокардом на современном этапе решена с помощью инновационных датчиков, оценивающих силу прижатия электрода к ткани (функция Smart Touch). К тому же, мерами безопасности при РЧА в левых камерах сердца является использование электродов с открытым контуром орошения и ограничение уровня подаваемой мощности радиочастотного тока.

ФЕНОМЕН «ГАЗОВОГО ВЗРЫВА» ВО ВРЕМЯ АБЛАЦИИ

При выполнении радиочастотной катетерной абляции большинству электрофизиологов хорошо известно возникновение такого феномена как микроразрыв эндокарда (steam pop). Когда температура между кончиком электрода и тканью быстро нарастает, приближаясь к температуре кипения, происходит испарение крови, вызывая мини-взрыв и слышимый хлопок. Испарение может происходить интрамурально, что приводит к образованию пузырьков газа в эндокарде. При продолжении нанесения энергии этот пузырь расширяется и прорывается в полость сердца, расщепляя ткани.

Газовый микровзрыв - это отчетливый звук в виде хлопка, возникающий во время абляции. Он обусловлен интрамуральным разрывом, когда температура нагреваемой ткани достигает 100 °С, что, в сущности, и приводит к образованию газа [38]. Это потенциально серьезное осложнение радиочастотной катетерной абляции способное приводить к перфорации сердечной стенки. Французские авторы в 2014 году одними из первых описали данный феномен с помощью МРТ сердца, выполненного в первые сутки после возникновения такого микровзрыва при абляции левожелудочковой экстрасистолии из области межжелудочковой перегородки [39]. По их данным микровзрыв - это интрамиокардиальная гематома, сообщающаяся с полостью желудочка без трансмурального повреждения сердечной стенки с формированием диффузного отека, выходящего за пределы зоны абляции. К тому же, сравнив МРТ-картины двух зон успешной абляции без микровзрыва и с возникшим микровзрывом, авторы сделали вывод, что данный феномен повреждает только субэндокардиальные слои миокарда.

В свою очередь, английские авторы описывают возникновение феномена микроразрыва стенки ЛП с формированием ее перфорации при проведении одного из линейных РЧ-воздействий на сердце свиньи при мощности 25 Вт и использовании орошаемого катетера [40]. По нашему мнению, перфорация эндокарда вследствие микровзрыва зависит от толщины сердечной стенки - чем толще эндокард в месте абляции, тем меньше рисков получить перфорацию от феномена хлопка.

МОНИТОРИНГ СОПРОТИВЛЕНИЯ НА КОНЧИКЕ ЭЛЕКТРОДА

Одним из важных параметров абляции является импеданс электрода и динамика его изменения во время аппликаций радиочастотного тока. Электрод одновременно контактирует с кровью и эндокардом, у которых имеется свое собственное электрическое сопротивление. Сопротивление циркулирующей крови примерно два раза меньше сопротивления сердечной ткани. Сопротивление электрода в месте контакта с эндокардом составляет около 75 Ом, а в пределах первых 5 мм от поверхности электрода - около 73 Ом. Следовательно, любое изменение сопротивления, которое происходит на расстоянии более 5 мм практически не влияет на сопротивление электрода.

Разница сопротивлений ткани и крови зависит от степени контакта электрода с тканью. Когда площадь контакта между электродом и тканью мала, только незначительная часть радиочастотного тока будет проходить через ткань. Кроме того, кровь, контактирующая с электродом, постоянно обновляется, и температура электрода может оставаться низкой, особенно при высокой скорости кровотока. В связи с этим, изменения в сопротивлении эндокарда при нагревании вряд ли повлияют на сопротивление самого электрода. Напротив, при очень плотном контакте, например, в трабекулярном правом желудочке, большая часть общего тока будет проходить через эндокард и сопротивление электрода может повышаться [41]. Изменение сопротивления тканей при их нагревании может также существенно повлиять на сопротивление электрода. Действительно, различные исследования показали значительное снижение сопротивления при абляции и достаточно хорошую корреляцию со степенью нагрева тканей и размером повреждения. Подъем температуры электрода и падение его сопротивления тесно коррелируют между собой и являются признаком хорошего нагрева тканей [42]. К примеру, успешная абляция ДАВС может характеризоваться снижением импеданса электрода на 10 Ом.

Помимо отслеживания сопротивления электрода, существует еще один важный способ оценки степени повреждения эндокарда - это снижение амплитуды и крутизны локальной эндограммы. Поэтому, на практике во время РЧА нужно стремиться одновременно отслеживать изменения параметров температуры, мощности, сопротивления и морфологии локальной эндограммы, а также контролировать витальные функции. Все эти параметры в комплексе дают врачу полноценную информацию о характере воздействия во время РЧА.

АБЛАЦИОННЫЕ КАТЕТЕРЫ-ЭЛЕКТРОДЫ

Первоначально РЧА выполняли используя катетеры диаметром 6 F с размером кончика электрода 2 мм. Диаметр повреждения эндокарда составлял порядка 6 мм [3, 8]. В настоящее время в клинической практике используются конвекционные и ирригационные абляционные катетеры-электроды с большим размером кончика. При использовании 7 Fr катетера с 4 мм диа-

метром кончика размер повреждения достигает уже 9 мм [9]. Для увеличения размеров повреждения разрабатывались различные модификации катетеров. Одной из модификаций явилось увеличение длины кончика электрода до 8 и 10 мм. Другая модификация - использование охлаждаемых электродов [10, 43].

Конвекционные катетеры-электроды

Электрод с 8 мм кончиком имеет площадь поверхности в два раза больше, чем 4 мм электрод. Сопротивление первого электрода обычно составляет 90-100 Ом, а 4 мм электрода 100-120 Ом (рис. 3). Какое влияние это оказывает на параметры РЧА и характер повреждения? Удлиненный размер электрода уменьшает сопротивление в месте контакта с кровью и эндокардом, но сопротивление в туловище пациента остается неизменным. Таким образом, соотношение импеданса в месте контакта и импеданса в туловище пациента ниже, чем у 4 мм электрода - это снижает эффективность нагрева [43, 44]. При использовании 8-мм электрода контакт его с тканью сильно зависит от ориентации катетера: перпендикулярной и параллельной.

При перпендикулярной ориентации кончика электрода и плотном его контакте - прилегание к эндокарду такое же, как и у 4-мм электрода, так как у них один и тот же полусферический дистальный размер. Площадь поверхности этой части у 8-мм электрода составляет всего 12% от общей поверхности по сравнению с 25% у 4-мм электрода. Это означает, что всего лишь 12% поверхности электрода контактирует с эндокардом, а 88% - с циркулирующей кровью, имеющей вдвое меньший электрический импеданс. Это две основные причины, объясняющие неэффективную потерю радиочастотной энергии в циркулирующей крови. По расчетам всего лишь 3,5% от общей мощности подается в ткань, 51,5% мощности - на поверхность электрода и в циркулирующую кровь, а 45% - к остальной части пациента [17].

При параллельной ориентации электрода с 8 мм кончиком сложно оценить степень его контакта с эндокардом. При обычной ситуации площадь такого контакта будет ниже 50%, впрочем, также как и у 4-мм электрода, потому что кончик электрода нельзя погрузить в эндокард более чем наполовину. Допускается, что при параллельной ориентации кончика электрода к эндокарду его наилучший контакт с эндокардом составляет 25%. С учетом этого предположения получается, что только 8% от общей мощности доставляется к поверхности эндокарда в месте соприкосновения с кончиком электрода [17].

Экспериментальные исследования 8-мм электрода с использованием мощности 50 Вт показали, что перпендикулярная ориентация катетера доставляет к эндокарду 1,8 Вт, а параллельная - 4 Вт. При аналогичных условиях использования 4-мм катетера при хорошем контакте обе ориентации доставляют к эндокарду энергию мощностью 4,5 Вт. Следовательно, 8-мм электрод может потребовать в 1,5-5 раз больше энергии для достижения таких же температур нагрева ткани, чем 4-мм электрод [17, 24, 45].

Таким образом, при той же общей мощности, повреждения с более крупным кончиком электрода

всегда будут меньшими, чем у электрода с более коротким кончиком. А в клинических условиях ориентацию электрода зачастую трудно контролировать, что в свою очередь делает размер повреждения непредсказуемым. Поэтому площадь повреждения у 8-мм катетера может быть меньше, чем у 4-мм катетера, даже несмотря на более высокий уровень мощности [18].

Преимущества 8-мм электрода представлены во множестве исследованиях при РЧА истмусзависимого трепетания предсердий с акцентом на параллельную ориентацию его кончика [10, 43, 46]. Использование 8-мм электрода может быть полезной в ситуациях с низким скоростным потоком крови, когда максимальная подача мощности ограничивается чрезмерным повышением температуры электрода. Последнее, но не менее важное: большая площадь поверхности электрода сглаживает геометрические формы спайка локальной эндограммы.

Альтернативой увеличению размера электрода является использование металла с более высокой теплопроводностью, к примеру, золота [47,-49]. Тепло, вырабатываемое в ткани, будет легче проводиться к корпусу электрода и, следовательно, более легко будет отводиться в кровоток. Улучшенное охлаждение электрода позволит доставить более высокие уровни РЧ энергии. Следовательно, крупное повреждение может создаваться при той же целевой температуре электрода.

Охлаждаемые катетеры-электроды

Другой подход для получения более крупных повреждений - это использование активного охлаждения кончика электрода. Это можно осуществить за счет циркуляции жидкости внутри электрода (замкнутый контур охлаждения) или за счет ирригации изотоническим раствором хлористого натрия через отверстия в кончике электрода (открытое орошение) [14, 18, 50].

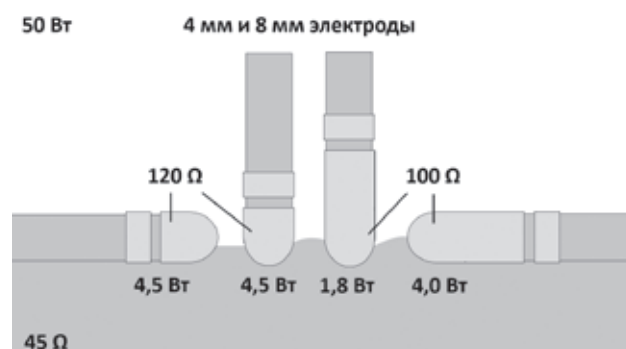


Рис. 3. Сравнение 4- и 8-мм электродов. Доставка эффективной мощности к ткани сильно зависит от площади соприкосновения кончика электрода с эндокардом. При хорошем контакте и одинаковой общей мощности количество энергии, эффективно доставляемой в ткань, меньше для более крупного электрода, особенно при перпендикулярной его ориентации к ткани. Ориентация кончика электрода по отношению к подлежащей ткани очень сильно влияет на формирование площади поражения при использовании большего (8 мм) кончика электрода (модифицировано из статьи F. Wittkampf и соавторов [17]).

В электродах с внутренним контуром охлаждения основным зависимым параметром является температура кончика электрода. При использовании такого электрода наблюдается лишь незначительное охлаждение ткани в области непосредственного соприкосновения электрода с эндокардом. Увеличение размера повреждения происходит на более высоких мощностях, вследствие отсутствия драматичного повышения температуры электрода, так как у него имеется внутренний контур охлаждения. Однако при тесном контакте электрода с эндокардом проникновение энергии в ткань может быть значительно выше среднего и может привести к перегреву эндокарда. Кроме этого, могут образовываться сгустки крови, но они не прилипают к охлаждаемому электроду и не вызывают повышение импеданса. Таким образом, в отличие от неохлаждаемых электродов, основной особенностью электродов с внутренним контуром охлаждения является отсутствие чрезмерного повышения температуры электрода, что препятствует образованию на его кончике нагара [32, 51-53].

Первые эксперименты с открытой ирригацией начались еще в 1987 г. [3, 54]. Орошение 0,9% раствором хлористого натрия через поры в дистальном кончике электрода охлаждает электрод и окружающую его ткань, тем самым предупреждает образования нагара и тромба. Так же как и у электродов с закрытым контуром охлаждения, открытая ирригация создает глубокие и обширные повреждения на больших мощностях - само орошение не увеличивает размер повреждения. Напротив, охлаждение поверхности ткани может даже незначительно уменьшать площадь повреждения, а максимальный диаметр повреждения при более высокой скорости потока орошения может сместиться в глубину миокарда. Иногда ошибочно интерпретируется, будто орошение способствует более глубокому повреждению ткани. Однако больший размер и глубина повреждения создаются только при поступлении в ткань энергии большей мощности. Основная цель открытого орошения - обеспечить достаточное охлаждение близлежащих к электроду структур (эндокард, кровь) для облегчения доставки высокого уровня мощности без повышенной температуры и образования сгустков. Как и закрытая система орошения, открытая ирригация имеет главный недостаток, заключающийся в невозможности корректной оценки температуры нагрева самой ткани в месте абляции. Такое чрезмерное нагревание эндокарда может привести к драматичному осложнению абляции - внутритканевому газовому микровзрыву с последующим разрывом сердечной стенки. Напротив, при низкой скорости орошения улучшается контроль за температурой нагрева ткани, но при этом возрастает риск образования сгустков [13, 55].

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

С практической точки зрения на основе клинического опыта для разных камер сердца используются различные электроды с определенными настройками мощности и температуры. В ЛП и ЛЖ предпочтительным считаются электроды с открытым контуром

орошения с кончиком 3,5-4 мм. Приемлемым уровнем мощности в ЛЖ и ЛП является 50 Вт и 35 Вт соответственно. На низком уровне мощности, скорость орошения можно снизить, чем при более высоких уровнях мощности. Общепринятой практикой считается скорость ирригации 17 мл/мин при мощности менее 30 Вт, в то время как 30 мл/мин используется при мощности выше 30 Вт. Однако не стоит забывать, что повышенная скорость орошения может вызвать избыток жидкости в кровеносном русле.

В различных клиниках используют совершенно разные параметры абляции в ЛП. К примеру, в нашей клинике при абляции в ЛП мы устанавливаем режим контроля «по температуре» с параметрами абляции 43 °С и 37 Вт. К примеру, в Алмазовском центре (Санкт-Петербург) при абляции устьев легочных в ЛП устанавливались параметры 43 °С с мощностью до 45 Вт [56]. Единого унифицированного протокола режимов абляции не существует, медицинские центры применяют свои собственные параметры температуры и мощности, вероятнее, всего основанные на личном опыте. При проведении РЧА по поводу синдрома WPW правой локализации мы используем в основном электроды с открытым контуром орошения с параметрами 45 °С, 45 Вт. В случае если ДАВС локализовано в септальной области - мы, как и в большинстве клиник, используем конвекционные электроды с 4-мм кончиком с параметрами абляции 60 °С, 50 Вт. При типичном трепетании предсердий в основном используются 3,5-4 мм орошаемые электроды с мощностью 35-45 Вт и лимитом температуры электрода 45 °С [57, 58]. При лечении АВ-узловой реципрокной тахикардии стандартным считается 4-мм конвекционный электрод с параметрами абляции 60 °С, 50 Вт. При этом необходимо внимательно контролировать состояние АВ проведения в связи с близостью зоны интереса к компактной части АВ соединения.

Известно, что в некоторых случаях источник желудочковой аритмии может находиться глубоко внутри миокарда, поэтому иногда при использовании стандартной орошаемой РЧА не удается элиминировать субстрат аритмии. Более глубокие повреждения могут быть созданы за счет уменьшения концентрации солей ирригационного раствора, поступающего через открытую систему орошения. При снижении ионной концентрации и использовании 0,45% раствора хлористого натрия вместо 0,9% раствора допустимо создание больших абляционных повреждений, аналогичных по размеру с повреждениями с использованием биполярной абляции. Эта технология может быть полезной стратегией РЧА субстрата аритмии, локализованных в глубоких слоях миокарда, резистентных к стандартной абляции [59, 60].

Одним из основных факторов, определяющих эффективность лечения ФП, является непрерывное трансмуральное циркулярное повреждение устьев легочных вен, позволяющее электрически изолировать их от ЛП. Недостаточная сила контакта (СК) электрода с предсердной тканью может приводить к формированию в ней неоднородного повреждения, являясь причиной восстановления проведения импульса через линии изоляции

легочных вен (ЛВ), что может приводить к рецидивам ФП [61, 62]. В то же время избыточная СК с повышенным уровнем мощности могут явиться причиной микроразрыва с перфорацией стенки предсердия и (или) повреждения пищевода [63]. Катетерная технология с инновационной системой контроля СК с использованием сенсоров силы нажима и направления движения электрода упрощает процесс абляции, снижая риск развития вышеописанных осложнений [11, 12, 64].

Новые технологии орошаемых катетеров направлены на снижение риска развития феномена внутритканевого газового взрыва, образования нагара коагулянта на электроде и ткани, а также на максимальную передачу энергии в эндокард. В будущем ожидается комбинация с новыми датчиками, которые позволяют осуществлять онлайн-мониторинг размера и глубины повреждений. Такая технология оптимизирует доставку радиочастотной энергии без риска глубокого перегрева тканей и развития внутритканевого газового взрыва. Перспективными направлениями также являются абляции с низкой скоростью орошения с использованием охлаждаемых абляционных катетеров с 12 отверстиями и с золотым напылением наконечника [65, 66].

Еще одним направлением развития катетерных технологий абляции ФП является использование катетера с 9 периферическими электродами, покрытыми золотом. Эффективность этого метода абляции эквивалентна по эффективности традиционной технологии. Авторы отмечают сокращение времени операции и флюороскопии. Однако выше риск тромбоэмболических осложнений и стеноза легочных вен [67, 68].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Безусловно, знание и понимание биофизических процессов и патофизиологических механизмов повреждений тканей при РЧА способствует повышению эффективности и безопасности этого метода при лечении аритмий сердца. Результаты экспериментальных исследований, а также клинических испытаний позволили установить основные механизмы создания искусственных повреждений во время РЧА.

ЛИТЕРАТУРА

1. Hoyt R.H., Huang S.K., Marcus F.I. et al. Factors influencing transcatheter radiofrequency ablation of the myocardium // *J. Appl. Cardiol.* 1986; 1: 469.
2. Huang S.K., Bharati S., Graham A.R. et al. Closed chest catheter desiccation of the atrioventricular junction using radiofrequency energy - a new method of catheter ablation // *J. Am. Coll. Cardiol.* 1987; 9: 349 - 358.
3. Borggrefe M., Budde T., Podczeck A. et al. High frequency alternating current ablation of an accessory pathway in humans // *J. Am. Coll. Cardiol.* 1987; 10: 576-582.
4. Langberg J.J., Chin M.C., Rosenqvist M. et al. Catheter ablation of the atrioventricular junction with radiofrequency energy // *Circulation* 1989; 80: 1527-1535
5. Lee M.A., Morady F., Kadish A. et al. Catheter modification of the atrioventricular junction with radiofrequency energy for control of atrioventricular nodal reentry tachycardia // *Circulation* 1991; 83: 827-835.
6. Jackman W.M., Xunzhang W., Friday K.J. et al. Catheter ablation of accessory atrioventricular pathways (Wolff-Parkinson-White syndrome) by radiofrequency current // *N. Engl. J. Med.* 1991; 324: 1605.
7. Klein L.S., Shih H.T., Hackett K.F. et al. Radiofrequency catheter ablation of ventricular tachycardia in patients without structural heart disease // *Circulation* 1992; 85: 1666-1674.
8. Wittkampf F.H., Hauer R.N., Robles de Medina E.O. Control of radiofrequency lesion size by power regulation // *Circulation* 1989; 80: 962-968.
9. Simmers T.A., Wittkampf F.H. et al. In vivo ventricular lesion growth in radiofrequency catheter ablation // *Pacing Clinical Electrophysiology* 1994; 17: 523-531.
10. Feld G.K. Special Report. Radiofrequency catheter ablation of Type 1 atrial flutter using a large-tip electrode catheter and high-power radiofrequency energy generator

Радиочастотный электрический ток проходит через миокард, генерируя в нем высокие температуры путем резистивного нагрева. Свойство теплопроводности эндокарда способствует нагреванию его глуболежащих слоев, создавая более глубокое тепловое повреждение. Electroды с большой длиной и охлаждаемым наконечником позволяют использовать более высокую мощность и создавать большие повреждения. Слишком большая подача энергии может привести к чрезмерному нагреву ткани, образованию нагара и коагулята, или к субэндокардиальному феномену хлопка, возникающего вследствие разрыва газового пузыря. Механизм тканевого повреждения опосредован термическим эффектом. Начальная и обратимая потеря функции проведения в первые секунды от начала РЧА, скорее всего, происходит вследствие индукции клеточной деполяризации под воздействием высокой температуры. В основе ускоренных ритмов, появляющихся во время РЧА, лежит повышенный автоматизм клеток вследствие гипертермии.

Необратимые изменения электрофизиологических функций клеток непосредственно после успешной РЧА, вероятно, вызваны термическим повреждением ткани, в результате которого образуется область локального коагуляционного некроза. Размеры повреждения ткани при РЧА больше, чем область острого коагуляционного некроза, поскольку зона повреждения помимо последнего состоит из пограничной зоны или зоны отграничения, в которой имеется жизнеспособный миокард. В зоне абляции вторичная воспалительная реакция и ишемия вследствие нарушения микроциркуляции могут усугубить степень повреждения ткани. Дальнейшее прогрессирующее повреждение ткани, может привести к расширению зоны поражения и явиться патофизиологическим механизмом поздних электрофизиологических эффектов, наблюдаемых после абляции. И напротив, восстановление жизнеспособности поврежденной ткани в пределах пограничной зоны может привести к позднему возобновлению электрофизиологических функций ткани. Это может происходить у 5-10% пациентов после первоначально успешной абляции.

- // Expert Review of Medical Devices 2004; 1(2): 187-192.
11. Kuck K.H., Reddy V.Y., Schmidt B. et al. A novel radiofrequency ablation catheter using contact force sensing: Toccata study // Heart Rhythm. 2012; 9: 18-23.
 12. Shah D.C., Namdar M. Real-time contact force measurement: a key parameter for controlling lesion creation with radiofrequency energy // Circ. Arrhythm. Electrophysiology 2015; 8(3): 713-721.
 13. Petersen H.H., Chen X., Pietersen A. et al. Temperature-controlled irrigated tip radiofrequency catheter ablation: Comparison of in vivo and in vitro lesion dimensions for standard catheter and irrigated tip catheter with minimal infusion rate // J. Cardiovasc. Electrophysiology 1998; 9: 409-414.
 14. Demazumder D., Mirotznik M.S., Schwartzman D. Biophysics of radiofrequency ablation using an irrigated electrode // J. Interv. Cardiac. Electrophysiology 2001; 5: 377-389.
 15. Panescu D., Wayne J.G., Fleischman S.D. et al. Three-dimensional finite element analysis of current density and temperature distributions during radio-frequency ablation // IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1995; 42(9): 879-890.
 16. Nath S., DiMarco J.P., Gallop R.G. et al. Effects of dispersive electrode position and surface area on electrical parameters and temperature during radiofrequency catheter ablation // Am. J. Cardiol. 1996; 77: 765-767.
 17. Wittkamp F.H., Nakagawa H.R. Catheter Ablation: Lessons on Lesions // Pacing and Clinical Electrophysiology 2006; 29: 1285-1297.
 18. Nakagawa H., Wittkamp F.H., Yamanashi W.S. et al. Inverse relationship between electrode size and lesion size during radiofrequency ablation with active electrode cooling // Circulation 1998; 98: 458-465.
 19. Максимов Д.Б., Дурманов С.С., Козлов С.С. и др. Анализ осложнений радиочастотных катетерных абляций // Вестник аритмологии 2012; 69: 11-15.
 20. Spector P., Reynolds M.R., Calkins H. et al. Meta-analysis of ablation of atrial flutter and supraventricular tachycardia // Am. J. Cardiol. 2009; 104(5): 671.
 21. Wittkamp F.H., Van Oosterhout M.F., Loh P. et al. Where to draw the mitral isthmus line in catheter ablation of atrial fibrillation: Histological analysis // Eur. Heart J. 2005; 26: 689-695.
 22. Haines D.E. The biophysics of radiofrequency catheter ablation in the heart: The importance of temperature monitoring // Pacing Clinical Electrophysiology 1993; 16: 586-591.
 23. Wittkamp F.H., Simmers T.A., Hauer R.N. et al. Myocardial temperature response during radiofrequency catheter ablation // Pacing Clinical Electrophysiology 1995; 18: 307-317.
 24. Nath S., DiMarco J.P., Haines D.E. Basic aspects of radiofrequency catheter ablation // J. Cardiovasc. Electrophysiology 1994; 5: 863-876.
 25. Skrumeda L.L., Mehra R. Comparison of standard and irrigated radiofrequency ablation in the canine ventricle // J. Cardiovasc. Electrophysiology 1998; 9: 1196-1205.
 26. Wittkamp F.H., Nakagawa H., Yamanashi W. et al. Thermal latency in radiofrequency ablation // Circulation 1996; 93: 1083-1086.
 27. Langberg J.J., Harvey M., Calkins H. et al. Titration of power output during radiofrequency catheter ablation of atrioventricular nodal reentrant tachycardia // Pacing Clin. Electrophysiology 1993; 16: 465-470.
 28. Kongsgaard E., Steen T., Jensen O. et al. Temperature guided radiofrequency catheter ablation of myocardium: Comparison of catheter tip and tissue temperatures in vitro // Pacing Clin. Electrophysiology 1997; 20: 1252-1260.
 29. McRury I.D., Wayne J.G., Haines D.E. Temperature measurement as a determinant of tissue heating during radiofrequency catheter ablation: An examination of electrode thermistor positioning for measurement accuracy // J. Cardiovasc. Electrophysiology 1995; 6: 268-278.
 30. Matsudaira K., Nakagawa H., Wittkamp F.H. et al. High incidence of thrombus formation without impedance rise during radiofrequency ablation using temperature control // Pacing Clin. Electrophysiology 2003; 26: 1227-1237.
 31. Schumacher B., Eick O., Wittkamp F.H. et al. Temperature response following non-traumatic low power radiofrequency application // Pacing Clin. Electrophysiology 1999; 22: 339-343.
 32. Cooper J.M., Sapp J.L., Tedrow U. et al. Ablation with an internally irrigated radiofrequency catheter: Learning how to avoid steam pops // Heart Rhythm. 2004; 3: 329-333.
 33. Haines D.E., Verrow A.F. Observations on electrode-tissue interface temperature and effect on electrical impedance during radiofrequency ablation of ventricular myocardium // Circulation 1990; 82: 1034-1038.
 34. Calkins H., Prystowsky E., Carlson M. et al. Temperature monitoring during radiofrequency catheter ablation procedures using closed loop control // Circulation 1994; 90: 1279-1286.
 35. Demolin J.M., Eick O.J., Munch K. et al. Soft thrombus formation in radiofrequency catheter ablation? // Pacing Clin. Electrophysiology 2002; 25: 1219-1222.
 36. Thakur R.K., Klein G.J., Yee R. et al. Embolic complications after radiofrequency catheter ablation // Am. J. Cardiology 1994; 74: 278-279.
 37. Zhou L., Keane D., Reed G. et al. Thromboembolic complications of cardiac radiofrequency catheter ablation: a review of the reported incidence, pathogenesis and current research directions // J. Cardiovasc. Electrophysiology 1999; 10: 611-620.
 38. Nakagawa H., Yamanashi W.S., Pitha J.V. et al. Comparison of in vivo tissue temperature profile and lesion geometry for radiofrequency ablation with a saline-irrigated electrode versus temperature control in a canine thigh muscle preparation // Circulation 1995; 91: 2264-2273.
 39. Cochet H., Sacher F., Chaumeil A. et al. Steam pop during radiofrequency ablation // Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology 2014; 7: 559-560.
 40. Juneja R., O'Callaghan P., Rowland E. Tissue rupture and bubble formation during radiofrequency catheter ablation // Circulation 2001; 103: 1333-1334.
 41. Strickberger S.A., Vorperian V.R., Man K.C. et al. Relation between impedance and endocardial contact during radiofrequency catheter ablation // Am. Heart J. 1994; 128: 226-229.
 42. Hartung W.M., Burton E., Deam A.G. et al. Estimation of temperature during radiofrequency catheter ablation using impedance measurements // Pacing Clin. Electrophysi-

- ology 1995; 18: 2017-2021.
43. Tsai C.F., Tai C.T., Yu W.C. et al. Is 8-mm more effective than 4-mm tip electrode catheter for ablation of typical atrial flutter? // *Circulation* 1999; 100: 768-771.
 44. Da Costa A., Jamon Y., Romeyer-Bouchard C. et al. Catheter selection for ablation of the cavotricuspid isthmus for treatment of typical atrial flutter // *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology* 2006; 17(2): 93-101.
 45. Otomo K., Yamanashi W.S., Tondo C. et al. Why a large tip electrode makes a deeper radiofrequency lesion: Effects of increase in electrode cooling and electrode-tissue interface area // *J. Cardiovasc. Electrophysiology* 1998; 9: 47-54.
 46. Iori M., Bottoni N., Quartieri F. et al. Ablation of typical atrial flutter: a prospective study of cooled-tip versus 8-mm-tip catheters // *Minerva Cardioangiologia* 2014; 62(3): 283-286.
 47. Lewalter T., Bitzen A., Wurtz S. et al. Gold-tip electrodes; a new "deep lesion" technology for catheter ablation? In vitro comparison of a gold alloy versus platinum-iridium tip electrode ablation catheter // *J. Cardiovasc. Electrophysiology* 2005; 16: 770-772.
 48. Lewalter T., Weiss C., Spencker S. et al. AURUM 8 Study Investigators. Gold vs. platinum-iridium tip catheter for cavotricuspid isthmus ablation: the AURUM 8 study // *Europace* 2011; 13(1): 102-108.
 49. Lewalter T., Weiss C., Mewis C. et al. AURUM 8 study investigators. An optimized approach for right atrial flutter ablation: a post hoc analysis of the AURUM 8 study // *J. Interv. Card. Electrophysiology* 2017; 48(2): 159-166.
 50. Weiss C., Antz M., Eick O. et al. Radiofrequency catheter ablation using cooled electrodes: Impact of irrigation flow rate and catheter contact pressure on lesion dimensions // *Pacing Clin. Electrophysiology* 2002; 25: 463-469.
 51. Yokoyama K., Nakagawa H., Wittkampf F.H. et al. Comparison of electrode cooling between internal and open irrigation in radiofrequency ablation; lesion depth and incidence of thrombus and steam pop // *Circulation* 2006. 113: 11- 19.
 52. Everett T.H., Lee K.W., Wilson E.E. et al. Safety profiles and lesion size of different radiofrequency ablation technologies: a comparison of large tip, open and closed irrigation catheters // *J. Cardiovasc. Electrophysiology* 2009; 20(3): 325-335.
 53. Kumar P., Mounsey J.P., Gehi A.K. et al. Use of a closed loop irrigated catheter in epicardial ablation of ventricular tachycardia // *J. Interv. Card. Electrophysiology* 2013; 38(1): 35-42.
 54. Wittkampf F.H., Hauer R.N., Robles de Medina E.O. Radiofrequency ablation with a cooled porous electrode catheter // *J. Am. Coll. Cardiol.* 1988; 11:17A (abstract).
 55. Houmsse M., Daoud E.G. Biophysics and clinical utility of irrigated-tip radiofrequency catheter ablation // *Expert Rev. Med. Devices* 2012; 9(1): 59-70.
 56. Лебедев Д.С., Михайлов Е.Н., Гуреев С.В. и др. Сравнительная эффективность двух методов катетерной абляции пароксизмальной фибрилляции предсердий: рандомизированное исследование // *Вестник аритмологии* 2008; 51: 22-27.
 57. Симоненко В.Б., Хубулава Г.Г., Чаплюк, А.Л. и др. Новый взгляд на экспертизу профессиональной пригодности больных с высококурабельными аритмиями после высокотехнологичных методов лечения // *Военно-медицинский журнал*. 2015; 336 (9): 24-33.
 58. Стеклов В.И., Серговец А.А., Рзаев, Ф.Г., и др. Предикторы фибрилляции предсердий у пациентов с трепетанием предсердий после радиочастотной абляции нижнего перешейка // *Вестник аритмологии* 2017; 87: 23-28.
 59. Nguyen D.T., Gerstenfeld E.P., Tzou W.S. et al. Radiofrequency ablation using an open irrigated electrode cooled with half-normal saline // *JACC: Clinical Electrophysiology* 2017; 3(10): 1103-1110.
 60. Gizurason S., Spears D., Sivagangabalan G. et al. Bipolar ablation for deep intra-myocardial circuits: human ex vivo development and in vivo experience // *Europace* 2014; 16: 1684-1688.
 61. Мамчур С.Е., Хоменко Е.А., Горбунова Е.В. и др. Качество контакта абляционного электрода с тканью при катетерной РЧА фибрилляции предсердий в зависимости от опыта электрофизиолога // *Вестник аритмологии* 2015; 80: 5-11.
 62. Reddy V.Y., Neuzil P., Kautzner J. et al. Low catheter-tissue contact force results in late PV reconnection-initial results from EFFICAS I // *Heart Rhythm* 2011; 8: 26
 63. Shah D., Lambert H., Langenkamp A. et al. Catheter tip force required for mechanical perforation of porcine cardiac chambers // *Europace* 2011; 13: 277-283.
 64. Neuzil P., Reddy V.Y., Kautzner J. et al. Electrical reconnection after pulmonary vein isolation is contingent on contact force during initial treatment: results from the EFFICAS I Study // *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2013; 6:327-333.
 65. Peichl P., Kautzner J. Advances in irrigated tip catheter technology for treatment of cardiac arrhythmias // *Recent Pat Cardiovasc. Drug Discov.* 2013; 8(1): 10-16.
 66. Akca F., Zima E., Végh E.M. et al. Radiofrequency ablation at low irrigation flow rates using a novel 12-hole gold open-irrigation catheter // *Pacing Clin. Electrophysiology* 2013; 36(11): 1373-1381.
 67. McCready J., Chow A.W., Lowe M.D. et al. Safety and efficacy of multipolar pulmonary vein ablation catheter vs. irrigated radiofrequency ablation for paroxysmal atrial fibrillation: a randomized multicentre trial // *Europace*. 2014; 16(8): 1145-1153.
 68. Dorfman F., Dietrich C., Costa P. et al. Strategies to improve safety and efficacy of atrial fibrillation ablation using electrode multipolar phased RF PVAC™ Catheter: a case report // *Journal of Atrial Fibrillation* 2016; 9(3): 37-38.