

<https://doi.org/10.25512/DIR.2023.17.2.04>

СОВРЕМЕННЫЕ КАТЕТЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ ИЗОЛЯЦИИ ЛЕГОЧНЫХ ВЕН У ПАЦИЕНТОВ С ФИБРИЛЛЯЦИЕЙ ПРЕДСЕРДИЙ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

*Кузнецов Н.М.¹, Артюхина Е.А.^{1,2}, Ревшвили А.Ш.^{1,2}

3.1.1 – рентгеноваскулярная хирургия (медицинские науки)
3.1.15 – сердечно-сосудистая хирургия (медицинские науки)
3.1.20 – кардиология (медицинские науки)

¹ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии имени А.В. Вишневского» МЗ РФ

²ФГБОУ ДПО «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования» МЗ РФ

Кафедра ангиологии, сердечно-сосудистой, эндоваскулярной хирургии и аритмологии

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА:

- фибрилляция предсердий
- катетерная абляция
- радиочастотная абляция
- криобаллонная абляция

АННОТАЦИЯ:

Цель: осветить современные технологии для катетерной абляции при фибрилляции предсердий, применяемые в клинической практике.

Материал и методы: был выполнен обзор литературы по современным технологиям для изоляции легочных вен у пациентов с фибрилляцией предсердий. Проведен анализ технических данных современных абляционных катетеров. Описаны методики по титрованию энергии для обеспечения эффективности и безопасности операции. Приведены результаты клинических исследований, в которых проводилась оценка каждого инструмента.

Заключение: в последние годы отмечается рост числа катетеров для эндокардиальной абляции. Поиск способа нанесения устойчивых трансмуральных повреждений миокарда является камнем преткновения для перманентной изоляции легочных вен, и, как следствие, элиминации триггеров запуска фибрилляции предсердий. Важным ограничивающим фактором является профиль безопасности для каждого инструмента. Развитие новых катетеров позволяет увеличить эффективность процедур абляции легочных вен, а также снизить количество осложнений. Стоит сказать, что разработка новых технологий для абляции позволяет упростить процедуру, уменьшить длительность флюороскопии и абляции.

Для цитирования. Кузнецов Н.М., Артюхина Е.А., Ревшвили А.Ш. «СОВРЕМЕННЫЕ КАТЕТЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ ИЗОЛЯЦИИ ЛЕГОЧНЫХ ВЕН У ПАЦИЕНТОВ С ФИБРИЛЛЯЦИЕЙ ПРЕДСЕРДИЙ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)», Ж. ДИАГНОСТИЧЕСКАЯ И ИНТЕРВЕНЦИОННАЯ РАДИОЛОГИЯ. 2023; 17(2): 30–42.

MODERN CATHETER TECHNOLOGIES FOR PULMONARY VEIN ISOLATION IN PATIENTS WITH ATRIAL FIBRILLATION (LITERATURE REVIEW)

*Kuznetsov N.M.¹, Artukhina E.A.^{1,2}, Revishvili A.Sh.^{1,2}

¹«A. V. Vishnevskiy National Medical Research Center of Surgery» of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation

²«Russian Medical Academy of Continuous Professional Education» of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation
Chair of Angiology, Cardiovascular, Endovascular Surgery and Arrhythmology

KEY-WORDS:

- atrial fibrillation
- catheter ablation
- radiofrequency ablation
- cryoballoon ablation

ABSTRACT:

Aim: was to highlight modern technologies for catheter ablation in patients with atrial fibrillation used in clinical practice.

Material and methods: a review of literature of modern technologies for pulmonary vein isolation in patients with atrial fibrillation was performed. Analysis of technical data of modern ablation catheters was carried out. Energy titration techniques are described to ensure the efficiency and safety of operation. Results of clinical studies in which each instrument was evaluated are presented.

Conclusion: there has been an increase of number of catheters for endocardial ablation, in recent years. Search for a method for permanent transmural myocardial lesion formation is a cornerstone for stable pulmonary vein isolation, and, as a result, elimination of atrial fibrillation triggers. An important limiting factor is safety profile for each tool. Development of new catheters makes it possible to increase effectiveness of pulmonary vein ablation procedures, as well as reduce the number of complications. It is worth saying that development of new technologies for ablation makes it possible to simplify procedure, reduce duration of fluoroscopy and ablation.

Введение

Фибрилляция предсердий (ФП) – самая распространенная аритмия среди населения всего мира. Всего в мире данным заболеванием страдают более 30 миллионов человек. Стоит отметить, что заболеваемость при данной аритмии увеличивается по мере старения населения. Также стоит отметить увеличение заболеваемости по мере старения населения в 2 раза за каждую декаду жизни. В то же время отмечается улучшение обеспеченности медицинской помощью и увеличение срока жизни населения, что предрасполагает к росту числа пациентов с данной аритмией. Наличие ФП в анамнезе увеличивает в 1,5-2 раза риск смерти и развития сердечной недостаточности. Также у этих пациентов в 5 раз чаще встречаются тромбоэмболические осложнения, включая инсульт и системную тромбоэмболию [1]. Стоит отметить, что ФП снижает качество жизни пациентов и толерантность к физическим нагрузкам.

В патогенезе ФП выделяют 3 основных звена: триггеры запуска, субстрат, поддерживающий аритмию и модулирующие факторы. В 1998 году была опубликована работа, в которой установили, что преимущественно триггеры ФП находятся в легочных венах (ЛВ) [2]. В связи с этим был предложен метод катетерной абляции (КА) данных очагов. Однако абляция внутри ЛВ приводила к частым стенозам, поэтому было предложено проводить изоляцию легочных вен (ИЛВ) в области устьев ЛВ или антральной части левого предсер-

дия (ЛП) [3]. Катетерная абляция имеет превосходство по возможности удержания синусового ритма по сравнению с антиаритмическими препаратами. Также по профилю безопасности КА не уступает лечению антиаритмиками [4]. В настоящее время ИЛВ является IA классом показаний при лечении ФП. В настоящий момент эффективность катетерной абляции после одной процедуры варьируется в пределах 60-80% [5]. Выявлена четкая корреляция реконнекции ЛВ и возникновения рецидивов ФП после катетерной абляции [6]. Также в исследованиях отмечается повышение эффективности ИЛВ после повторных процедур, на которых элиминируются прорывы в проведении из ЛВ [5]. В связи с этим поиск наиболее оптимальной методики абляции для формирования устойчивой линии изоляции является актуальным вопросом по сей день. Целью данной статьи является осветить современные технологии, используемые для ИЛВ.

Традиционная точечная радиочастотная абляция.

Радиочастотная абляция (РЧА) основана на подаче переменного тока с частотой порядка 300-1000 кГц. Выбор такого диапазона частоты тока обусловлен следующими причинами. Во-первых, при таких параметрах абляции происходит нагревание ткани до температуры более 50°C, при которой происходит необратимое повреждение. Образование рубца в исходе позволяет сформировать электрически не возбудимый участок.

Во-вторых, такая частота тока не приводит к возбуждению кардиомиоцитов. Как правило, ток подается в униполярном режиме от кончика аблационного электрода к индифферентному электроду, который располагается под спиной пациента. Реже подача тока происходит в биполярном режиме между двумя активными электродами. Повреждение ткани происходит вследствие нагрева тканей до критической температуры за счет резистивного нагрева при прохождении электрического тока через нее. При традиционной РЧА контролируется ряд параметров, среди которых мощность тока, температура на кончике электрода и импеданс. Последний параметр может быть полезен в оценке степени контакта катетера с тканью: при хорошем контакте сопротивление составляет от 90 до 120 Ом. Так как кровь обладает слабым сопротивлением, то при плохом контакте катетера с тканью импеданс будет ниже 90 Ом [7]. Однако стоит понимать, что при хорошем контакте с тканью происходит скачкообразное снижение импеданса на 5-10 Ом за счет повышенной подвижности заряженных ионов во время абляции.

При нагреве дистального конца аблационного электрода выше 100°C может произойти его обугливание или образование тромбов. Также при достижении высоких температур часть воды, содержащейся в крови и тканях, может начать испаряться, что приведет к образованию пузырьков газа («steam pops») с последующей эмболией. Образование газа во время абляции также опасно в связи с риском разрыва стенки сердца. С целью предотвращения вышеуказанных неблагоприятных эффектов РЧА было предложено несколько путей их решения. Во-первых, это увеличение площади поверхности дистального кончика аблационного электрода. Данный подход основан на снижении плотности прохождения электрического тока, если энергия сохраняется на одинаковом уровне. Аналогично, данный подход позволяет увеличить степень нагрева и, соответственно, глубину поражения ткани при уменьшении поверхности кончика катетера. Во-вторых, это методы охлаждения места контакта электрода с тканью с помощью гепаринизированного физиологического раствора. Однако, помимо снижения температуры, предотвращения обугливания и образования тромбов, ирригационные катетеры имеют большую глубину повреждения тканей по нескольким причинам. В первую очередь, увеличение объема повреждения тканей за счет увеличения сопротивления в них. Также охлаждение кончика катетера позволяет не нагреваться ему более 100°C и соответственно увеличение длительности подачи радиочастотного тока [8]. Орошение катетеров для РЧА классифицируется на открытое (раствор выходит через отверстия в электроде) и закрытое (раствор циркулирует внутри электрода). Объем поражения миокарда у двух методик не различается, в то время как при открытом орошении отмечается лучший охлаждающий эффект [9].

Катетер для РЧА с датчиком давления на ткань

Оценка степени контакта аблационного катетера возможна по субъективным параметрам. Во-первых, это тактильное ощущение стенки сердца при манипуляциях катетером. Во-вторых, флюороскопическая картина с учетом определенных анатомических зон и движения катетера при сокращении стенок сердца. В-третьих, это исчезновение локальной электрической активности на каналах аблационного катетера или формировании блока проведения при использовании стимуляционных приемов. В-четвертых, резкое снижение импеданса на 5-10 Ом во время абляции. Однако все эти критерии контакта с тканью являются относительными и неточными. Ошибки в представлении о положении аблационного электрода могут порождать ряд проблем, среди которых как неэффективная абляция в силу отсутствия контакта, так и перфорация миокарда в связи избыточным давлением кончика катетера.

Для улучшения эффективности и повышения профиля безопасности РЧА аблационные катетеры стали оснащаться датчиками определения давления на ткань. Существует несколько технологий определения контакта катетера с тканью. Например, в катетере ThermoCool Smartouch CF (Biosense Webster) используется информация о степени сжатия маленьких пружин, расположенных на кончике катетера. Сжатие этих пружин регистрируют специальные магнитные датчики. В другой системе (Tacticath Quartz Contact Force, Endosense/St Jude Medical) отслеживается изменение формы дистального конца катетера при помощи оптоволоконной технологии [10]. Схематично строение данных катетеров представлено на **рисунке 1**.

Следующим шагом в оптимизации нанесения повреждений для изоляции ЛВ стала разработка индекса абляции (ИА). Он включает следующие параметры: сила контакта на ткань, стабильность положения катетера, время и мощность воздействия. Данная формула интегрирована в виде программного обеспечения VisiTag системы нефлюороскопического электроанатомического картирования CARTO 3 V4 (Biosense Webster). В систематическом обзоре и мета-анализе по сравнению результатов применения ИА и традиционного катетера с датчиком давления катетер-ткань было выявлено преимущество ИА с позиции сохранения синусового ритма [11].

Основной целью разработки ИА была возможность осуществления трансмуральности аппликаций. Однако важным фактором также является непрерывность циркулярных воздействий при изоляции ЛВ. В связи с этим был предложен «CLOSE» протокол, который помимо критериев ИА учитывал также расстояние между точками абляции. Его назначение – оптимизировать РЧ-воздействия вокруг ЛВ, чтобы добиться непрерывности линии абляции и, как следствие, длительной ИЛВ. При РЧА фибрилляций предсердий по данной



Рис. 1. Структура катетеров с датчиком давления на ткань.
 а - катетер *Tacticath Quartz Contact Force, Endosense/St Jude Medical*;
 б - катетер *Thermocool SmartTouch CF, Biosense Webster*.

методике используют следующие критерии: расстояние между аппликациями менее 6 мм, индекс абляции более 400 для задней стенки и 550 для передней. В работе, посвященной сравнению ИА и «CLOSE» протокола, была выявлена лучшая эффективность последнего в отношении свободы от любой предсердной аритмии [12]. С целью непрерывной оценки сердечного ритма после ИЛВ было проведено проспективное исследование «CLOSE to CURE», в котором участникам был имплантирован петлевой регистратор. Всего было включено 105 пациентов с пароксизмальной формой фибрилляций предсердий. Осложнения операции отмечались в 4,8% случаев. В результате отсутствие рецидивов было отмечено в 78% через 2 года наблюдения [13]. В другой работе по «CLOSE» протоколу «VISTAX» также провели проспективное, но уже многоцентровое исследование, включавшим 340 пациентов из 17 центров в Европе [14]. Основной целью было оценить воспроизводимость «CLOSE» протокола разными операторами. Данное исследование показало, что в различных центрах проведение процедуры разнится по эффективности, количеству смещений от намеченных точек абляции, времени флюороскопии и процедуры в целом.

Катетер для абляции с возможностью оценки локальной электрической активности ткани

Для определения контакта катетера с тканью можно также использовать информацию с электродов абляционного катетера. Недавние исследования показали, что катетеры с датчиками силы давления на ткань дают точную информацию только когда кончик катетера располагается перпендикулярно ткани [15]. В связи с этим возникла идея, что оценка электрических свойств миокарда может послужить более точным критерием контакта. К таким показателям относится электрическое сопротивление ткани. Причем известно, что импеданс нормаль-

ной ткани выше, чем у поврежденной. Важно, что на оценку импеданса не будет влиять последовательность ее активации, в отличие от измерения вольтажа при электроанатомическом картировании.

Для оценки локальной электрической активности ткани был разработан абляционный катетер *Intellanav MiFi OI* (Boston Scientific), на кончике которого по окружности размещено 3 миниэлектроды диаметром 1 мм. Данная конструкция позволяет проводить высокоплотное электрическое картирование и рассчитывать локальный импеданс ткани с помощью алгоритма «DirectSense». Одной из важных особенностей для диагностики аритмий является возможность одновременно проводить абляцию и стимуляцию. Наличие миниэлектродов позволяет исключить детекцию сигналов дальнего поля, так как они расположены на расстоянии 2,3 мм друг от друга. В ряде исследований было подтверждено, что система *MiFi* (MicroFidelity) позволяет эффективно определить место абляции, так как позволяет точно определить субстрат аномальной активности, участок поздних потенциалов или прорывы проведения электрического импульса [16]. Собирая информацию об электрических параметрах ткани, катетеры с микроэлектродами способны точно определять снижение импеданса во время абляции, что является критерием трансмурального воздействия.

В клинических условиях катетер *Intellanav MiFi OI* продемонстрировал сопоставимую безопасность и эффективность по сравнению с традиционными РЧ-катетерами. При абляции под контролем локальных электрограмм способность наносить трансмуральные повреждения отмечалась в 96% [17].

Абляция с высокой мощностью

Формирование линий повреждений с помощью радиочастотной энергии до сих пор остается субоптимальным. Это связано, в частности, с этапностью нагрева ткани.

Дело в том, что нагревание до температуры более 50°C, при которых гибнут клетки, происходит в 2 этапа. Первый этап - резистивное нагревание тканей за счет их сопротивления при прохождении через них электрического тока. По мере удаления от источника энергии и снижения плотности токов резистивное нагревание теряет свое значение. На периферии гибель происходит благодаря следующему этапу - кондуктивному нагреву, который не всегда может обеспечить подъем температуры до 50°C. В связи с этим могут образовываться участки обратимого некроза с развитием отека. Механизм и потенциальное преимущество метода абляции высокой мощности как раз заключается в увеличении вклада резистивного нагрева тканей на фоне снижения роли кондуктивного нагрева. Такая модель абляции позволяет получать более гомогенные повреждения с минимальным влиянием на окружающие органы, так как роль второго этапа нагрева ткани минимальна [18]. Модель нагрева тканей при РЧА с разной мощностью представлена на **рисунке 2**.

Мощность воздействия при этой методике составляет более 50 W, а длительность варьируется от 5 до 15 секунд. Подобный метод позволяет наносить более глубокие поражения, что особенно актуально в областях с толстой стенкой миокарда. Данный метод позволяет наносить воздействия за более короткий период

при лучшем профиле безопасности. Дело в том, что при абляции высокой мощностью большую часть воздействия на ткани оказывает резистивное нагревание. Тем не менее, в исследованиях по оценке безопасности данного метода с применением абляции ЛВ мощностью 50 W все равно отмечалось некоторое повреждение слизистой пищевода [20], хотя это происходило не чаще, чем при использовании традиционной техники абляции ЛВ. Другие авторы предполагают, что использование большей мощности при меньшем времени воздействия должно уменьшить риск осложнений [21]. Для проведения абляции с высокой мощностью было разработано 2 катетера, в которых воздействия проводятся под контролем температуры кончика [19].

Катетер DiamondTemp (Medtronic) представляет собой инструмент размером 8 Fr с открытой системой орошения, которая осуществляется через 6 портов. Низкая скорость орошения 8 мл/мин позволяет получать наиболее достоверное измерение температуры, а также снизить волемическую нагрузку на пациента. На кончике размером 4,1 мм располагается 6 термодатчиков, которые имеют тепловую изоляцию от РЧА-электрода. Оценка температуры термодатчиками осуществляется каждые 20 мс. Использование бриллиантового наконечника обусловлено его лучшими

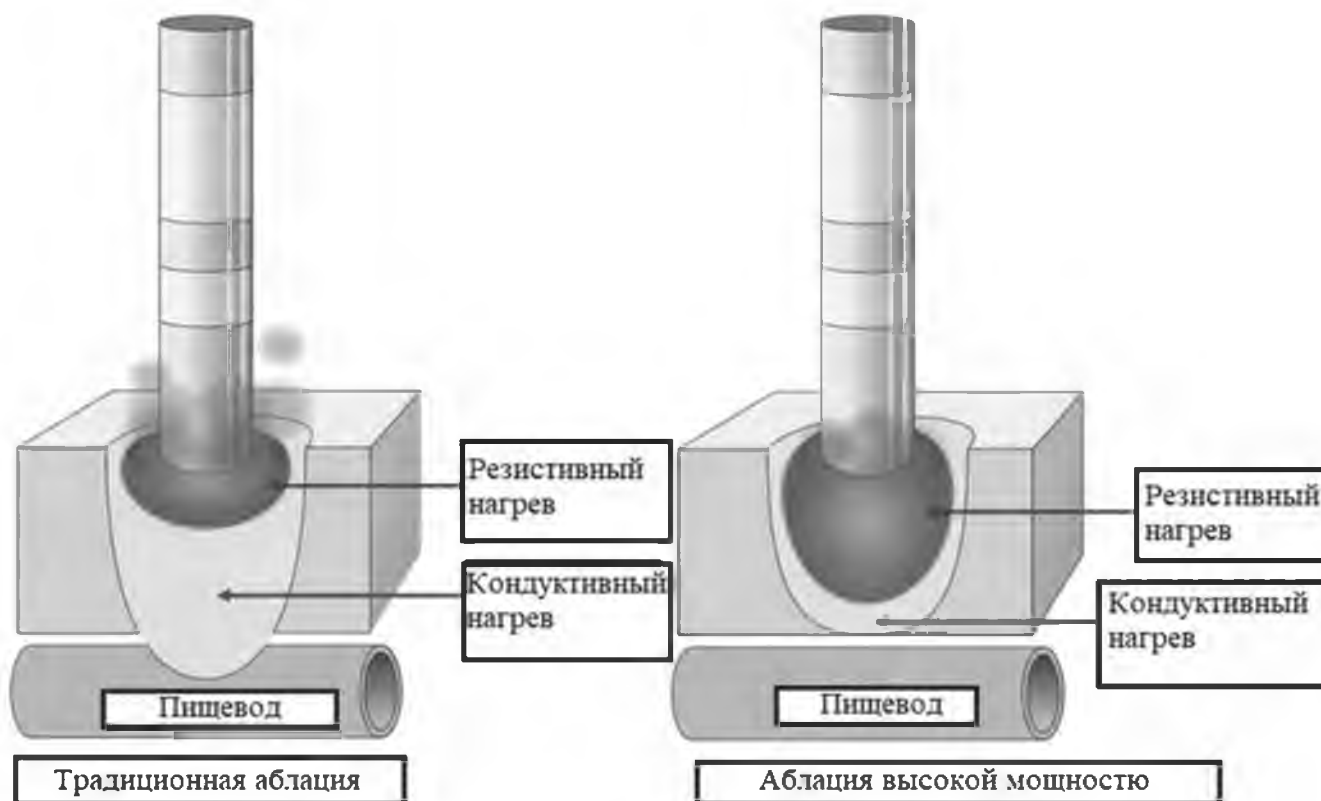


Рис. 2. На рисунке представлен вклад резистивного и кондуктивного нагревания при традиционной РЧА и при абляции с высокой мощностью. Подчеркивается безопасный профиль абляции высокой мощности по отношению к пищеводу [19].

теплопроводящими свойствами, превосходящие по скорости проведения тепла традиционные платинов-иридиевые аналоги в 200-400 раз. Максимальная мощность, с которой можно проводить абляцию, составляет 50 W и занимает она обычно около 5-10 секунд с максимально допустимой температурой кончика 60°C. Также особенностью данного катетера является наличие так называемых электродов высоко разрешения на кончике, находящихся на расстоянии 1,1 мм. Это позволяет получать более точную информацию о локальных сигналах в области абляции [22]. В клинических условиях катетер DiamondTemp продемонстрировал способность достигать острой ИЛВ в 100% в многоцентровом проспективном исследовании, включавшем 71 пациента [23]. В то же время значительно сокращается время флюороскопии и абляции до $9,3 \pm 6,1$ мин и $20,6 \pm 8,9$ мин, соответственно. Важным результатом исследования было отсутствие «хлопков газа» и обугливания электрода при абляции. Среди осложнений была зарегистрирована только 1 (1,4%) тампонада сердца и 1 (1,4%) транзиторная ишемическая атака. Свобода от аритмии через 12 месяцев составляла 70,6%.

Другой новый катетер для абляции высокой мощности под контролем температуры QDOT Micro (Biosense Webster). У данного устройства температурные датчики также изолированы от кончика, с которого подается РЧ-ток, но расположены не только апикально, но и на боковой поверхности. Кончик катетера выполнен из традиционного платиново-иридиевого сплава. Также этот инструмент оснащен датчиком давления. Орошение производится по технологии «surround flow». В данной модели имеются 2 разновидности катетеров. QDOT Micro для абляции высокой мощности от 40 до 50 W в течение 5-15 секунд и QDOT Micro+ для абляции очень высокой мощности в режиме по 90 W длительностью всего 4 секунды. Орошение в данных катетерах происходит со скоростью 5-15 мл/мин в зависимости от режима работы [24].

Недавно были опубликованы данные исследования QDOT-FAST [25]. В нем участвовали 52 пациента. ИЛВ была достигнута полностью с помощью методики абляции очень высокой мощности под контролем температуры с параметрами абляции 90 W до температуры 60°C. По прошествии «слепого» периода свобода от предсердной аритмии отмечалась у 94,2%. При этом не отмечалось ни одного эпизода «хлопков газа» при абляции. Ни одного большого осложнения (смерть, инсульт, эзофагеальная фистула) в результате проведения ИЛВ не было зарегистрировано.

Несмотря на то, что контроль температуры при абляции является основным фактором дозирования энергии, есть исследования, где этот мониторинг не проводился. Например, Kottmaier M. и соавт. проводили абляцию традиционным катетером Flexability SE (Abbott) мощностью 70 W с длительностью воздей-

ствия в одной точке 7 секунд для передней стенки и 5 секунд для задней [26]. Стоит отметить, что в данной работе использовался стандартный режим орошения. В результате не было зарегистрировано ни одного большого осложнения, возникновения «хлопков газа», перфорации стенки сердца или обугливания электрода.

Недавно стартовало проспективное рандомизированное исследование «POWER-PLUS» по сравнению методики ИЛВ с помощью традиционного режима абляции с применением «CLOSE» протокола в первой группе и абляции очень высокой мощности во второй. В исследовании участвовали 6 центров из разных стран Европы. Основной целью была оценка эффективности и безопасности процедуры ИЛВ у 182 пациентов с пароксизмальной ФП. В обеих группах использовались катетеры семейства QDOT Micro (Biosense Webster). В первой группе ИЛВ проводилась по «CLOSE» протоколу с ИА 550/400 и мощностью воздействия 50 W на передней и 35 W на задней стенке. Во второй группе мощность воздействия составляла 90 W, а длительность 4 секунды. Результаты данной работы еще не опубликованы [27].

Пористая система орошения точечного радиочастотного катетера

Одним из лимитирующих факторов нанесения РЧ-повреждений высокой мощности служит температура на кончике абляционного катетера. В связи с этим было предложено улучшить орошение электродов. Модернизация способа охлаждения абляционного катетера была призвана увеличить глубину повреждения миокарда, и, как следствие, улучшить качество абляции. В клиническую практику был внедрен катетер с новой системой ирригации «surround flow» и датчиком давления катетер-ткань ThermoCool SmartTouch Surround Flow (Biosense Webster). Данная технология заключается в оснащении абляционного катетера «пористым» кончиком, на котором располагается 56 отверстий для подачи раствора. Абляционные катетеры с пористой системой орошения позволяют формировать линию изоляции за меньшее время абляции по сравнению с катетером ThermoCool [28].

В крупном мета-анализе было выявлено, что катетер с новой системой орошения позволяет уменьшить время процедуры и количество объема раствора, попадающего в пациента. Последний факт может быть полезен для пациентов с сердечной недостаточностью. Тем не менее, не было выявлено преимущества по частоте возникновения рецидивов ФП [29]. Безопасность данного катетера изучалась на основании контроля температуры пищевода по данным эзофагеального датчика. Возникновение повреждений пищевода было выше, но статистически не значимо при использовании катетера с системой орошения «surround flow».

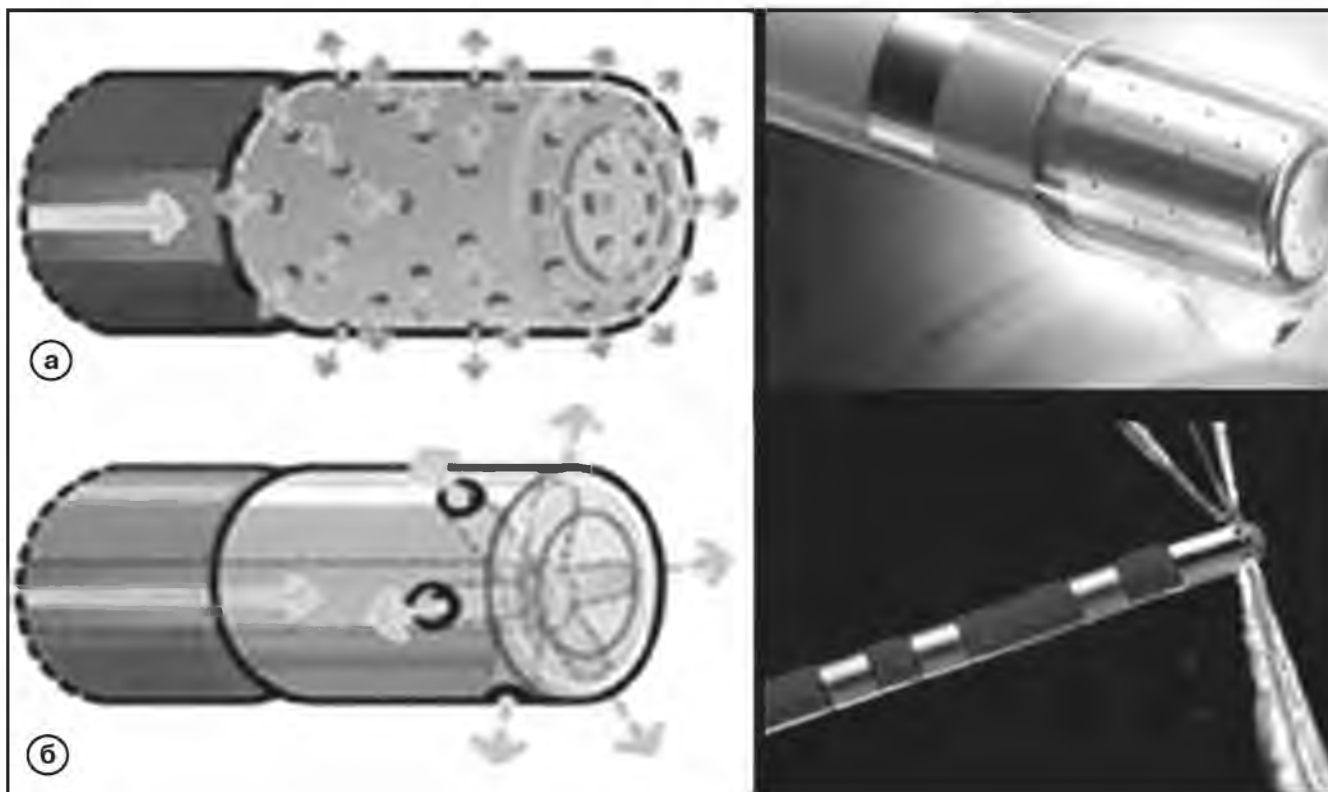


Рис. 3. Виды орошения абляционных катетеров [28].
 а - новый метод орошения «surround flow» через 56 отверстий;
 б - традиционный вид орошения из 6 отверстий.

На **рисунке 3** изображены 2 вида орошения абляционного электрода.

Катетер для абляции легочных вен (PVAC - pulmonary vein ablation catheter)

Для изоляции ЛВ по методу «single-shot» компанией Medtronic был разработан катетер для абляции ЛВ - Pulmonary Vein Ablation Catheter (PVAC). Он представляет собой неорошаемый десятиполюсный катетер, который способен принимать циркулярную форму. В сложенном виде он имеет линейную форму, а при введении в ЛП за счет подтягивания стилета можно изменить его форму в соответствии с размером ЛВ. Каждый абляционный электрод оснащен температурным датчиком и может быть использован для записи сигналов.

Некоторое время назад было введено в практику второе поколение данных катетеров PVAC GOLD, который имеет уже 9 электродов, изготовленных из золота. Замена платиновых электродов на золотые позволяет более точно отслеживать температуру во время воздействия для улучшения профиля безопасности, а также лучше проводить тепло, что повышает эффективность нанесения трансмуральных воздействий [30]. При помощи PVAC GOLD может быть использована как би-, так и униполярная РЧА. При этом используется низкая мощность абля-

ции около 8-10 W. Орошения данная система не имеет, поэтому исключается опасность образования пузырьков газа при абляции. Стоит отметить, что второе поколение данных катетеров - PVAC GOLD имеет угол наклона 20°, что обуславливает лучший контакт с миокардом. Введение в ЛП производится с помощью доставочной системы, а позиционирование осуществляется по проводнику, который вводится в центральное отверстие катетера. Схематично сравнение катетеров двух поколений представлено на **рисунке 4**.

При применении первого поколения PVAC отмечались частые случаи асимптомной церебральной эмболии. В связи с этим в клиническую практику было внедрено второе поколение данных инструментов - PVAC GOLD. Использование золота вместо платины в основе абляционных электродов связано с меньшими рисками образования тромбов. В исследовании «PRECISION GOLD» была проведена оценка развития асимптомной церебральной эмболии по данным МРТ. В результате, лишь у 1 пациента из 51 в послеоперационном периоде были выявлены очаги эмболии в головном мозге, которые регрессировали спустя 30 дней. Также требовалось меньшее количество аппликаций для достижения ИЛВ с помощью PVAC GOLD по сравнению с его предшественником [31].

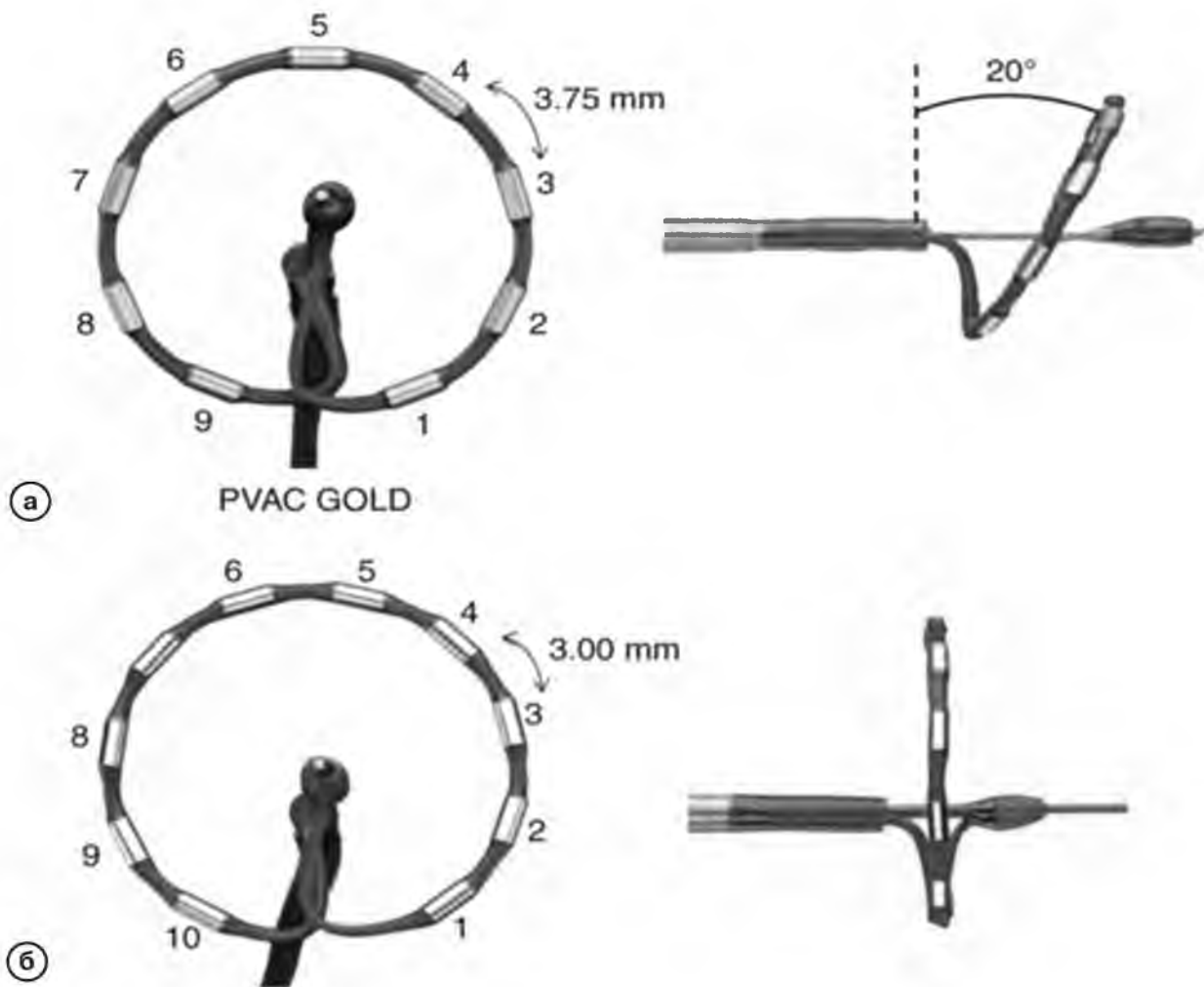


Рис. 4. Сравнение дизайна катетеров PVAC.
 а – строение катетера PVAC GOLD;
 б – Основные изменения во втором поколении катетеров PVAC: 9 электродов вместо 10, замена электродов из золота на платиново-иридиевые, увеличенное межэлектродное расстояние до 3 мм, наклон дистальной кольцевой части на 20° [31].

Многополюсный орошаемый катетер для РЧА nMARQ (Biosense Webster)

С целью оптимизировать процедуру ИЛВ компанией Biosense Webster был разработан управляемый многополюсный катетер для РЧА nMARQ, который позволяет производить воздействия по типу «single-shot» за счет возможности принимать циркулярную форму. Размер катетера составляет 8,4 Fr. nMARQ содержит 10 орошаемых абляционных электродов, которые также несут диагностическую функцию, благодаря чему стала возможной его интеграция в систему навигации CARTO 3 [32]. Так как при использовании этого инструмента можно выполнять картирование ЛП, это снижает количество катетеров, которое требуется проводить в сердце для процедуры ИЛВ. РЧА при помощи данного катетера предполагает нанесение воздействий с каждого электрода отдельно, в уни-/биполярном режиме. При этом максимально допустимая мощность абляции

в униполярном режиме не превышает 25 W, а в биполярном - 15 W. Длительность аппликации, как правило, составляет 30-60 секунд.

С тех пор, как в 2011 году nMARQ появился в клинической практике, было выполнено множество работ по оценке его безопасности и эффективности. По данным опубликованных исследований эффективность удержания синусового ритма после проведения ИЛВ с помощью nMARQ варьировала от 52% до 89,9%. На эффективность оказывали влияние: форма ФП, длительность наблюдения за пациентами и назначение ААП после операции. Многие авторы сопоставляли информацию, полученную с традиционного циркулярного многополюсного катетера Lasso и многополюсного катетера для РЧА nMARQ [33-35]. Так, различные результаты верификации ИЛВ получили Scaglione M. и соавт., в 22% случаев, Rosso R. и соавт. - в 30%, а Wakili R. и соавт. - 35%. Было выдвинуто предположение, что

подобное несоответствие в регистрации электрической активности обусловлены различным количеством каналов записи и межэлектродным расстоянием. Более того, размер кольца nMARQ не изменяется, в связи с чем его невозможно позиционировать в ЛВ с маленьким устьем. При оценке безопасности ИЛВ с применением nMARQ осложнения возникали от 1% до 6%, среди которых чаще всего возникало повреждение пищевода. Стоит отметить, что при применении nMARQ не было отмечено уменьшения времени, затрачиваемое на РЧА.

Криоабляция при очень низкой температуре

Криобаллонная абляция (КБА) ЛВ широко внедрена в практику как метод, сопоставимый по эффективности с РЧА ЛВ для лечения ФП [36], однако по некоторым показателям, КБА имеет преимущества. К примеру, пациентам, которым проводилась КБА ЛВ, значительно реже требовалась кардиоверсия в послеоперационном периоде, а также отмечена меньшая частота госпитализаций по поводу аритмии. У данной когорты пациентов при повторных процедурах ИЛВ отмечалось меньшее количество ЛВ с возобновлением проведения [37]. Данное наблюдение можно объяснить несколькими причинами. Во-первых, КБА позволяет нанести циркулярное повреждение ЛВ за одну криоапликацию, во время которой баллон адгезируется к эндокарду, что исключает смещение катетера. Также

важен сам механизм криоабляции позволяет наносить более гомогенные повреждения, за счет чего снижается риск возникновения анизотропных участков ткани с возможным проаритмогенным эффектом. Помимо этого, важным преимуществом криоабляции является сохранение внеклеточного матрикса и эндотелия. Абляция низкими температурами обусловлена охлаждением криобаллонного катетера при подаче хладагента оксида азота (N₂O). Необратимое повреждение тканей реализуется за счет следующих факторов. Во время замораживания при достижении температуры ткани -20°C происходит образование льда во внеклеточном матриксе, а затем при -40°C и внутри клетки. Помимо механического повреждения клетки кристаллами льда, гибель миоцитов обусловлена осмотическим градиентом из клетки и последующим разрушением ее мембраны. Также в осмотический градиент играет роль при оттаивании миокарда, когда осмотический градиент меняется в другую сторону. При охлаждении клетки нарушается работа ионных насосов, что является причиной критического ацидоза. Также важна роль ишемии кардиомиоцитов, возникающей в ответ на вазоплегию вследствие охлаждения сосудов. Впоследствии после процессов замораживания и оттаивания последовательно происходят стадии геморрагии и воспаления миокарда с дальнейшим его замещением фиброзной тканью [38].

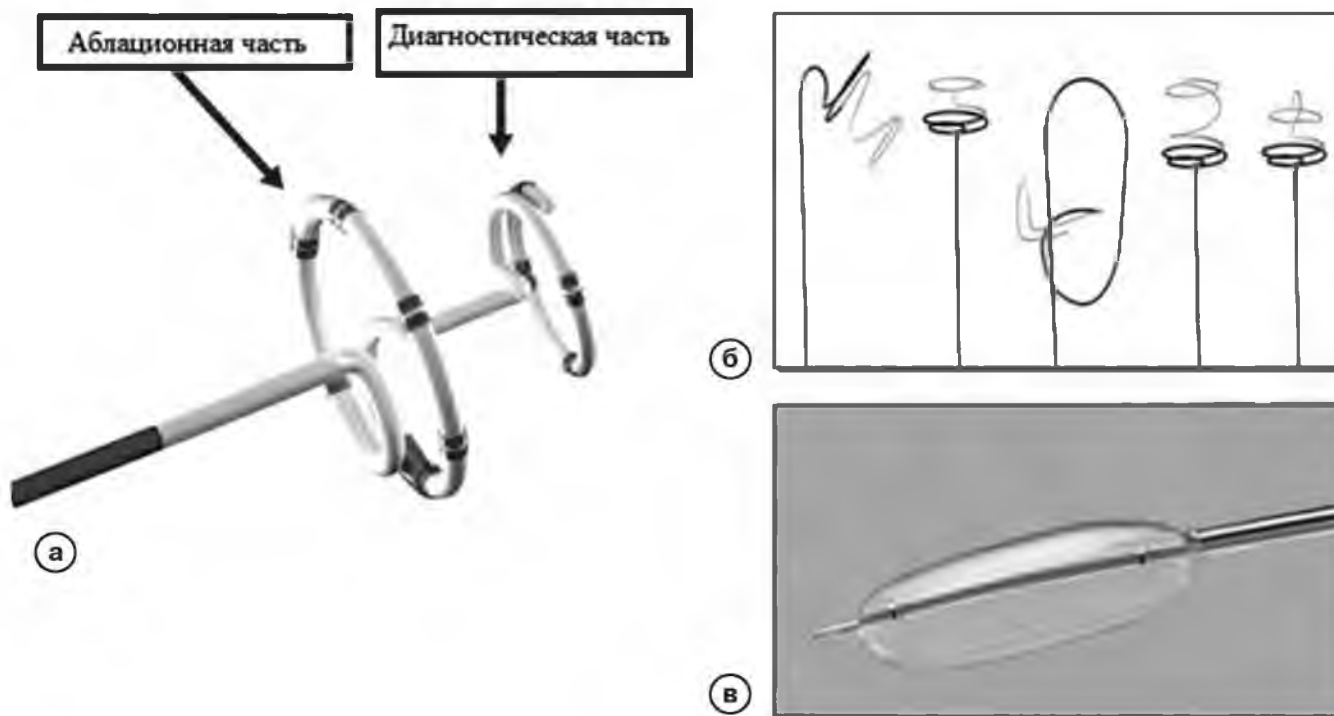


Рис. 5. Схематичное изображение системы для абляции очень низкими температурами [21].
 а - дистальная часть абляционного катетера;
 б - различная форма стилетов для позиционирования абляционного катетера;
 в - согревающий пищеводный баллон, предохраняющий его переохлаждение.

Таблица 1. Общая характеристика инструментов для изоляции легочных вен

Инструмент	Методика ИЛВ	Источник энергии	Особенности управления	Орошение	Датчик катетер-ткань	Режим абляции
TermoCool ST CF	Точечная	РЧА	-	+ (через 56 микропор)	+	До 50 W
Tacticath Quartz CF	Точечная	РЧА	-	+	+	До 50 W
Intellanav MiFi OI	Точечная	РЧА	-	+	-	До 50 W
DiamondTemp	Точечная	РЧА	-	+	+	До 50 W, до 10 сек
QDOT Micro	Точечная	РЧА	-	+ (через 56 микропор)	+	40-50 W, 5-15 секунд
QDOT Micro+	Точечная	РЧА	-	+ (через 56 микропор)	+	90 W, 4 сек
PVAC GOLD	Циркулярная	РЧА	По проводнику	-	-	8-10 W
nMARQ	Циркулярная	РЧА	-	+	-	До 25 W в униполярном режиме До 15 W в биполярном
iCLAS	Циркулярная	КБА	Стилет	Не предусмотрено	-	До -190°C 30-60 сек

Примечание: ИЛВ - изоляции легочных вен; РЧА - радиочастотная абляция; КБА - криобаллонная абляция.

Не так давно была разработана новая система для криоабляции очень низкой температурой iCLAS - intelligent continuous lesion ablation system (Adagio Medical) [21]. Она представляет собой катетер размером 8,5 Fr. Данный инструмент может менять форму от циркулярного до линейного за счет нитинолового стилета. Также стилеты могут придавать форму двойного кольца, что может быть полезно для одновременной регистрации электрической активности ЛВ с каналов дистального кольца и проведения криоабляции с проксимального. Длина охлаждающей части составляет 11 см. В качестве хладагента по-прежнему используется оксид азота, который может охлаждать ткани до -190°C. Длительность аппликации варьируется от 30 до 60 секунд, после которой проводится повторное воздействие. Такой режим криоабляции позволяет добиться более трансмуральных повреждений по сравнению с традиционной КБА [39]. Для того чтобы обезопасить пищевод от холодового повреждения в него помещают согреваемый баллон с солевым раствором. Элементы системы iCLAS представлены на **рисунке 5**.

В проспективном многоцентровом исследовании «CRYO-CURE 2» участвовало 78 первичных пациентов с пароксизмальной и персистирующей формами ФП. При этом 65 пациентов вошли в группу, где КБА выполнялась с помощью катетера второго поколения, в котором предусмотрен режим криокартирования для оценки риска повреждения диафрагмального нерва. Во время операции всем проводили ИЛВ и изоляцию задней

стенки ЛП. По необходимости выполнялись линейные воздействия в предсердиях. Среди осложнений было отмечено 2 случая персистирующего пареза правого диафрагмального нерва. Спустя 12 месяцев наблюдения эффективность лечения составляла 78% [40].

Заключение

В последние годы отмечается рост числа катетеров для эндокардиальной абляции. Поиск способа нанесения устойчивых трансмуральных повреждений миокарда является камнем преткновения для перманентной изоляции легочных вен, и, как следствие, элиминации триггеров запуска фибрилляции предсердий. Последние разработки позволяют увеличить эффективность процедур абляции легочных вен, а также снизить количество осложнений. Также стоит сказать, что разработка новых технологий для абляции позволяет упростить процедуру, уменьшить длительность флюороскопии и времени абляции.

Общая характеристика инструментов для изоляции легочных вен представлена в **таблице 1**, в которой указаны основные различия технологий для ИЛВ.

Таким образом, приведен обзор новых инструментов для катетерной абляции ЛВ. В данной работе освещены разработки для РЧА и КБА. Однако стоит отметить, что ведется поиск альтернативных источников энергии для проведения катетерной абляции при аритмиях сердца. ■

Список литературы/References

1. Hindricks G, Potpara T, Dagres N, et al. 2020 ESC Guidelines for the diagnosis and management of atrial fibrillation developed in collaboration with the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS): The Task Force for the diagnosis and management of atrial fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC) Developed with the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC. *Eur Heart J*. 2021; 42(5): 373-498.
<https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehaa612>
2. Hanssaguerre M, Jans P, Shah DC, et al. Spontaneous initiation of atrial fibrillation by ectopic beats originating in the pulmonary veins. *N Engl J Med*. 1998; 339(10): 659-666.
<https://doi.org/10.1056/NEJM199809033391003>
3. Cappato R, Calkins H, Chen SA, et al. Updated Worldwide Survey on the methods, efficacy, and safety of catheter ablation for human atrial fibrillation. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2010; 3: 32-38.
<https://doi.org/10.1161/CIRCEP.109.859116>
4. Turagam MK, Musikantow D, Whang W, et al. Assessment of Catheter Ablation or Antiarrhythmic Drugs for First-line Therapy of Atrial Fibrillation: A Meta-analysis of Randomized Clinical Trials. *JAMA Cardiol*. 2021; 6(6): 697-705.
<https://doi.org/10.1001/jamacardio.2021.0852>
5. Darby AE. Recurrent Atrial Fibrillation After Catheter Ablation: Considerations For Repeat Ablation And Strategies To Optimize Success. *J Atr Fibrillation*. 2016; 9(1): 1427.
<https://doi.org/10.4022/jafib.1427>
6. De Potter T, Van Herendael H, Balasubramaniam R, et al. Safety and long-term effectiveness of paroxysmal atrial fibrillation ablation with a contact force-sensing catheter: real-world experience from a prospective, multicentre observational cohort registry. *Europace*. 2018; 20(3): f410-418.
<https://doi.org/10.1093/europace/eux290>
7. Avitall B, Mughal K, Hare J, et al. The effects of electrode-tissue contact on radiofrequency lesion generation. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1997; 20(12): 2899-2910.
<https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1997.tb05458.x>
8. Houmsse M, Daoud EG. Biophysics and clinical utility of irrigated-tip radiofrequency catheter ablation. *Expert Rev Med Devices*. 2012; 9(1): 59-70.
<https://doi.org/10.1586/erd.11.42>
9. Yokoyama K, Nakagawa H, Wittkampf FHM, 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(1): 11-19.
<https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.105.540062>
10. Halbfass P, Nentwich K, Krug J, et al. Impact of surround flow catheter tip irrigation in contact force ablation on the incidence of asymptomatic oesophageal lesions after atrial fibrillation ablation: a prospective comparative study. *Europace*. 2017; 19(7): 1116-1122.
<https://doi.org/10.1093/europace/euw119>
11. Pranata R, Vania R, Huang I. Ablation-index guided versus conventional contact-force guided ablation in pulmonary vein isolation - systematic review and meta-analysis. *Indian Pacing Electrophysiol J*. 2019; 19(4): 155-160.
<https://doi.org/10.1016/j.ipej.2019.05.001>
12. Phlips T, Taghji P, El Haddad M, et al. Improving procedural and one-year outcome after contact force-guided pulmonary vein isolation: the role of interlesion distance, ablation index, and contact force variability in the 'CLOSE'-protocol. *Europace*. 2018; 20(FI_3): f419-f427.
<https://doi.org/10.1093/europace/eux376>
13. Duytschaever M, De Pooter J, Demolder A, et al. Long-term impact of catheter ablation on arrhythmia burden in low-risk patients with paroxysmal atrial fibrillation: The CLOSE to CURE study. *Heart Rhythm*. 2020; 17(4): 535-543.
<https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2019.11.004>
14. Duytschaever M, Vijgen J, De Potter T, et al. Standardized pulmonary vein isolation workflow to enclose veins with contiguous lesions: the multicentre VISTAX trial. *Europace*. 2020; 22(11): 1645-1652.
<https://doi.org/10.1093/europace/euaa157>
15. Bourrier F, Hessling G, Ammar-Busch S, et al. Electromagnetic Contact-Force Sensing Electrophysiological Catheters: How Accurate is the Technology? *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2016; 27(3): 347-350.
<https://doi.org/10.1111/jce.12886>
16. Maddox W. The IntellaTip MiFi XP Ablation Catheter: Thoughts From A Young Electrophysiologist. Presented at Boston Scientific National Sales Meeting, Orlando FL. EP-222201-AA. Results from case studies are not necessarily predictive of results in other cases.
17. Avitall B, Horbal P, Vance D, Koblish J. Determinants of Atrial Lesion Maturation during Radio Frequency Ablation Using Localized Tissue Electrograms. *The Journal of Innovations in Cardiac Rhythm Management*. 2014; 5: 1574-1585.
<https://doi.org/10.19102/icrm.2014.050402>
18. Ali-Ahmed F, Goyal V, Patel M, et al. High-power, low-flow, short-ablation duration-the key to avoid collateral injury? *J Interv Card Electrophysiol*. 2019; 55(1): 9-16.
<https://doi.org/10.1007/s10840-018-0473-5>
19. Verma MS, Terricabras M, Verma A. The Cutting Edge of Atrial Fibrillation Ablation. *Arrhythm Electrophysiol Rev*. 2021; 10(2): 101-107.
<https://doi.org/10.15420/aer.2020.40>
20. Kaneshiro T, Kamioka M, Hijioka N, et al. Characteristics of esophageal injury in ablation of atrial fibrillation using a high-power short-duration setting. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2020; 13: e008602.
<https://doi.org/10.1161/CIRCEP.120.008602>
21. Castrejyn-Castrejyn S, Martнnez Cossiani M, Ortega Molina M, et al. Feasibility and safety of pulmonary vein isolation by high-power short-duration radiofrequency

application: short-term results of the POWER-FAST PILOT study. *J Interv Card Electrophysiol.* 2020; 57: 57-65.

<https://doi.org/10.1007/s10840-019-00645-5>

22. Iwasawa J, Koruth JS, Petru J, et al. Temperature-controlled radiofrequency ablation for pulmonary vein isolation in patients with atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol.* 2017; 70: 542-753.

<https://doi.org/10.1016/j.jacc.2017.06.008>

23. Starek Z, Lehar F, Jez J, et al. TRAC-AF trial: first-in-man multicenter prospective clinical experience using a novel diamond tip temperature controlled irrigated ablation system: safety results and initial effectiveness performance. *Europace.* 2018; 20: i61.

<https://doi.org/10.1093/europace/euy015.168>

24. Leshem E, Zilberman I, Tschabrunn CM, et al. High-power and short-duration ablation for pulmonary vein isolation: biophysical characterization. *JACC Clin Electrophysiol.* 2018; 4(4): 467-479.

<https://doi.org/10.1016/j.jacep.2017.11.018>

25. Rozen G, Ptaszek L, Zilberman I, et al. Prediction of radiofrequency ablation lesion formation using a novel temperature sensing technology incorporated in a force sensing catheter. *Heart Rhythm.* 2017; 14(2): 248-254.

<https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2016.11.013>

26. Kottmaier M, Popa M, Bourier F, et al. Safety and outcome of very high-power short-duration ablation using 70 W for pulmonary vein isolation in patients with paroxysmal atrial fibrillation. *Europace.* 2020; 22(3): 388-393.

<https://doi.org/10.1093/europace/euz342>

27. Very High Power Ablation in Patients With Atrial Fibrillation Scheduled for a First Pulmonary Vein Isolation (POWER-PLUS).

<https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT04784013>

28. Park CI, Lehrmann H, Keyl C, et al. Enhanced efficiency of a novel porous tip irrigated RF ablation catheter for pulmonary vein isolation. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2013; 24(12): 1328-1335.

<https://doi.org/10.1111/jce.12221>

29. Chen CF, Gao XF, Liu MJ, et al. Safety and efficacy of the ThermoCool SmartTouch SurroundFlow catheter for atrial fibrillation ablation: A meta-analysis. *Clin Cardiol.* 2020; 43(3): 267-274.

<https://doi.org/10.1002/clc.23297>

30. De Greef et al. Improved Efficiency and Energy Delivery with Second Generation Multi-electrode Ablation System. *Cardiostim Abstract.* 2014.

31. De Greef Y, Dekker L, Boersma L, et al. Low rate of asymptomatic cerebral embolism and improved procedural efficiency with the novel pulmonary vein ablation catheter GOLD: results of the PRECISION GOLD trial.

Europace. 2016; 18(5): 687-695.

<https://doi.org/10.1093/europace/euv385>

32. Shin D-I, Kirmanoglou K, Eickholt Ch, et al. Initial results of using a novel irrigated multielectrode mapping and ablation catheter for pulmonary vein isolation. *Heart Rhythm.* 2014; 11(3): 375-383.

<https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2013.12.008>

33. Scaglione M, Caponi D, Anselmino M, et al. Pulmonary vein isolation with a new multipolar irrigated radiofrequency ablation catheter (nMARQ™): feasibility, acute and short-term efficacy, safety, and impact on postablation silent cerebral ischemia. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2014; 25(12): 1299-1305.

<https://doi.org/10.1111/jce.12500>

34. Rosso R, Halkin A, Michowitz Y, et al. Radiofrequency ablation of paroxysmal atrial fibrillation with the new irrigated multipolar nMARQ ablation catheter: verification of intracardiac signals with a second circular mapping catheter. *Heart Rhythm.* 2014; 11(4): 559-565.

<https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2013.12.029>

35. Wakili R, Siebermair J, Fichtner S, et al. One-year clinical outcome after ablation with a novel multipolar irrigated ablation catheter for treatment of atrial fibrillation: potential implications for clinical use. *Europace.* 2016; 18(8): 1170-1178.

<https://doi.org/10.1093/europace/euv349>

36. Kuck KH, Brugada J, Fьrnkranz A, et al. FIRE AND ICE Investigators. Cryoballoon or radiofrequency ablation for paroxysmal atrial fibrillation. *N Engl J Med.* 2016; 374: 2235-2245.

<https://doi.org/10.1056/NEJMoa1602014>

37. Nolasco RR, Leon-Larios G, Bazzini-Carranza DE, et al. Reconnection Sites in Redo Ablation after Cryoballoon Pulmonary Vein Isolation in Patients with Paroxysmal Atrial Fibrillation. *Arq Bras Cardiol.* 2021; 117(1): 100-105.

<https://doi.org/10.36660/abc.20190503>

38. Lustgarten DL, Keane D, Ruskin J. Cryothermal ablation: Mechanism of tissue injury and current experience in the treatment of tachyarrhythmias. *Prog Cardiovasc Dis.* 1999; 41: 481-498.

[https://doi.org/10.1016/s0033-0620\(99\)70024-1](https://doi.org/10.1016/s0033-0620(99)70024-1)

39. De Potter T, Boersma L, Babkina A, et al. Novel linear cryoablation catheter to treat atrial fibrillation. Presented at Heart Rhythm Society Scientific Sessions, Boston, MA, US, 9-12 May 2018.

40. De Potter T, Klaver M, Babkin A, et al. Ultra-Low Temperature Cryoablation for Atrial Fibrillation: Primary Outcomes for Efficacy and Safety: The Cryocure-2 Study. *JACC Clin Electrophysiol.* 2022; 8(8): 1034-1039.

<https://doi.org/10.1016/j.jacep.2022.05.017>

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ:

КУЗНЕЦОВ НИКИТА МИХАЙЛОВИЧ - [ORCID: 0000-0003-3503-3067]

аспирант, ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии имени А.В. Вишневского» МЗ РФ,

115093 Российская Федерация, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, 27;

АРТЮХИНА ЕЛЕНА АЛЕКСАНДРОВНА - [ORCID: 0000-0001-7065-0250]

д.м.н., зав. отделением электрофизиологических рентгенэндоваскулярных методов диагностики и лечения аритмий, ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии имени А.В. Вишневского» МЗ РФ,

115093 Российская Федерация, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, 27;

профессор кафедры ангиологии, сердечно-сосудистой, эндоваскулярной хирургии и аритмологии, ФГБОУ ДПО «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования» МЗ РФ,

125993 Российская Федерация, г. Москва, ул. Баррикадная, д. 2/1;

РЕВИШВИЛИ АМИРАН ШОТАЕВИЧ - [ORCID: 0000-0003-1791-9163]

академик РАН, д.м.н., профессор, директор, ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии имени А.В. Вишневского» МЗ РФ,

115093 Российская Федерация, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, 27;

заведующий кафедрой ангиологии, сердечно-сосудистой, эндоваскулярной хирургии и аритмологии, ФГБОУ ДПО «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования» МЗ РФ,

125993 Российская Федерация, г. Москва, ул. Баррикадная, д. 2/1.

Конфликт интересов, информация о клинической базе и финансировании

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Статья написана на базе НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского.

Финансирование отсутствует.