

Двухканальный интродьюсер для опосредованной лазер-индуцированной термотерапии кисты Бейкера

Аннотация

Представлен опыт применения нового способа лечения пациентов с кистой Бейкера, основанного на лазер-индуцированной термотерапии, с применением специального двухканального интродьюсера. Установлено, что благодаря использованию разработанного хирургического инструментария уменьшаются время и стоимость процедуры, повышается ее безопасность и сокращается срок реабилитации по сравнению с традиционными оперативными методами лечения. По итогам применения нового метода и оборудования сформулированы практические рекомендации, позволяющие индивидуализировать процесс лечения больных данной группы.

Введение

Последние годы в литературе активно обсуждается использование интерстициального лазерного излучения для малоинвазивного лечения кист [1]-[3] различной локализации. В клинике ЗАО «Центр флебологии» (г. Екатеринбург) с 2013 года этот метод применяется для лечения кист Бейкера [4]. Но наблюдая за результатами в отдаленном периоде, мы пришли к выводу, что контактная фотодеструкция только внутренней синовиальной выстилки кисты малоэффективна, поскольку сохраняются более глубокие слои кисты, состоящие из коллагена и проходящих внутри них кровеносных сосудов [5], [6]. Баграташвили В.Н. с соавт. (2016 г.) считают, что в таких случаях необходимо добиться равномерного нагрева всей внутренней поверхности анатомического образования и поддерживать температуру, достаточную для коагуляции коллагена, в течение определенного периода времени для достижения необходимого клинического эффекта [7]. Второй опасностью при выполнении интерстициальной термотерапии кист Бейкера является быстрое неравномерное прогревание внутренней поверхности кисты при соприкосновении с ней работающего торца световода, приводящее к обугливанию ткани и повреждению окружающих структур.

Чудновский В.М. с соавт. (2017 г.) предложили решить эти проблемы путем нагрева жидкости внутри кистозных новообразований [8], являющейся эффективным поглотителем прямого лазерного излучения длиной 1,47 и 1,54 мкм [9] и одновременно своеобразным теплоносителем для распределения потока тепла по всей внутренней поверхности за счет конвекции

[10]. Водные растворы, обладая большой теплоемкостью, предотвращают скачкообразные изменения температуры около торца световода [11], нивелируя развитие нежелательных явлений и осложнений, возникающих при интерстициальной термотерапии.

Ранее мы выполнили несколько вмешательств, в которых был применен предложенный способ, названный нами «лазер-индуцированная опосредованная термотерапия». В результате проведенных пилотных клинических испытаний мы обнаружили, что для безопасного и комфортного выполнения процедур необходим специальный хирургический инструмент. Также были сформулированы основные требования к медицинскому изделию, планируемому для использования при выполнении методики опосредованной лазер-индуцированной термотерапии.

Для решения поставленных задач был разработан и изготовлен специальный двухканальный интродьюсер. Это медицинское изделие и технология его применения запатентованы в РФ (№ 176655, № 2652750) и разрешены Росздравнадзором к применению (№ РЗН 2016/4679).

Цель исследования: применить интродьюсер для лазер-индуцированной опосредованной термотерапии кисты Бейкера и оценить его соответствие выдвинутым требованиям хирурга.

Материалы и методы

В течение 2017 года мы выполнили 20 манипуляций с применением разработанного интродьюсера. Это была группа пациентов разного пола и возраста. Единственным критерием

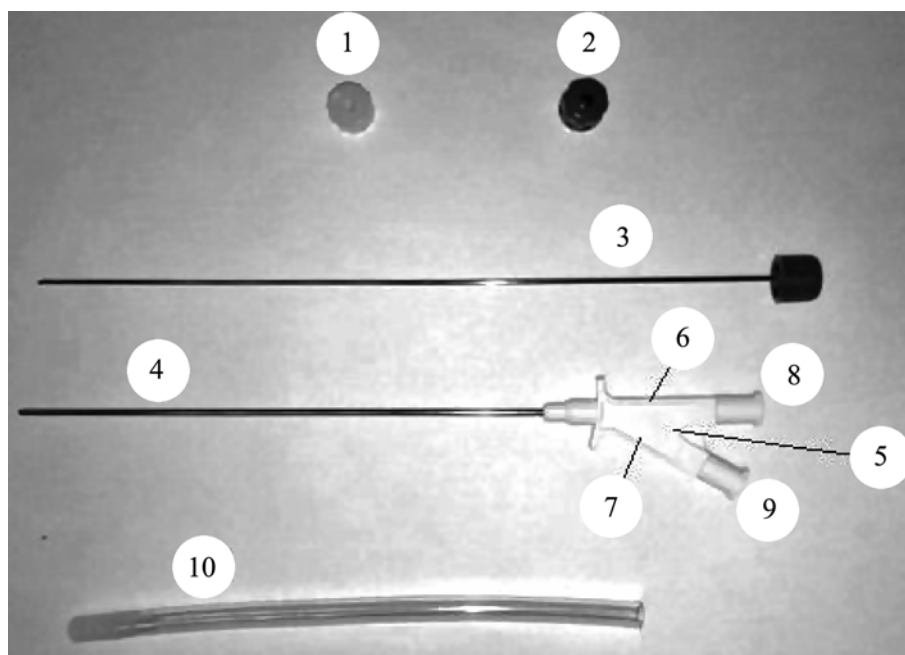


Рис. 1. Интродьюсер в разобранном состоянии (пояснения в тексте)

отбора являлось выявление кисты Бейкера. Диагноз во всех случаях был подтвержден ультразвуковым методом исследования и магнитно-резонансной томографией.

Интродьюсер (двухканальная игла), представляет собой трубку длиной 120 мм, диаметром 1,6 мм, массой не более 2 г, выполненную из медицинской нержавеющей стали. Дистальный (рабочий) конец затуплен, а проксимальный заканчивается в цельной полимерной соединительной втулке, имеющей внутри себя два канала, заканчивающихся канюлями типа Люэр. Фиксация основной металлической трубки в едином полимерном корпусе увеличивает прочность соединения, повышает надежность при эксплуатации, значительно снижая возможность поломки изделия.

Конструкция интродьюсера представлена на *рис. 1*. Основная полая металлическая трубка 4, имеющая лазерные насечки на рабочем конце для улучшения отражения ультразвуковых волн, проксимальной частью прочно закреплена в соединительной втулке 5. Основной канал 6, расположенный внутри нее, заканчивается канюлей 8, являющейся прямым продолжением основной полой металлической трубки 4. Перед манипуляцией канюля 8 герметично закрыта заглушкой с жестко зафиксированным в ней мандреном 3, рабочий конец которого заострен по типу троакара. Дополнительный канал 7 идет внутри соединительной втулки 5 под углом к основной полой металлической трубке 4. Канюля 9 на конце дополнительного канала 7 выполнена с заглушкой 2. Заглушка 1 содержит в себе

сквозное отверстие, закрытое изнутри силиконовой прокладкой толщиной 1 мм.

Для манипуляции была использована хирургическая лазерная установка «MultidiodeEndo™» («INTERmedic», Испания), генерирующее излучение которой имеет длину 1,47 мкм. На ее рабочей панели сразу был задан постоянный режим работы, а необходимую мощность устанавливали с учетом размеров кисты и объема введенной внутрь нее жидкости [12]. Начало процесса определялось по образованию пузырьков пара («закипания») у рабочего торца световода (*рис. 2*), время нагрева теплоносителя до заданного уровня в среднем составляло 2...3 мин. Период прямого теплового воздействия предварительно рассчитывался по термодинамическим свойствам стенки кисты и окружающих ее тканей [13] и контролировался по формированию гиперэхогенной полосы по стенке кисты.

Результаты

Изделие поставлялось с завода-изготовителя в стерильной одноразовой пластиковой упаковке и было готово к применению без дополнительной обработки. Через предварительно обезболенный местным анестетиком участок, не извлекая мандрена, интродьюсером прокалывали кожу. Наведение интродьюсера в сторону кисты осуществлялось под постоянным контролем визуализирующего оборудования (*рис. 2*). При достижении концом мандрена стенки кисты на мониторе первоначально наблюдался ее изгиб. Движение нужно было



Рис. 2. Образование гиперэхогенных пузырьков при закипании местного анестетика около работающего торца световода

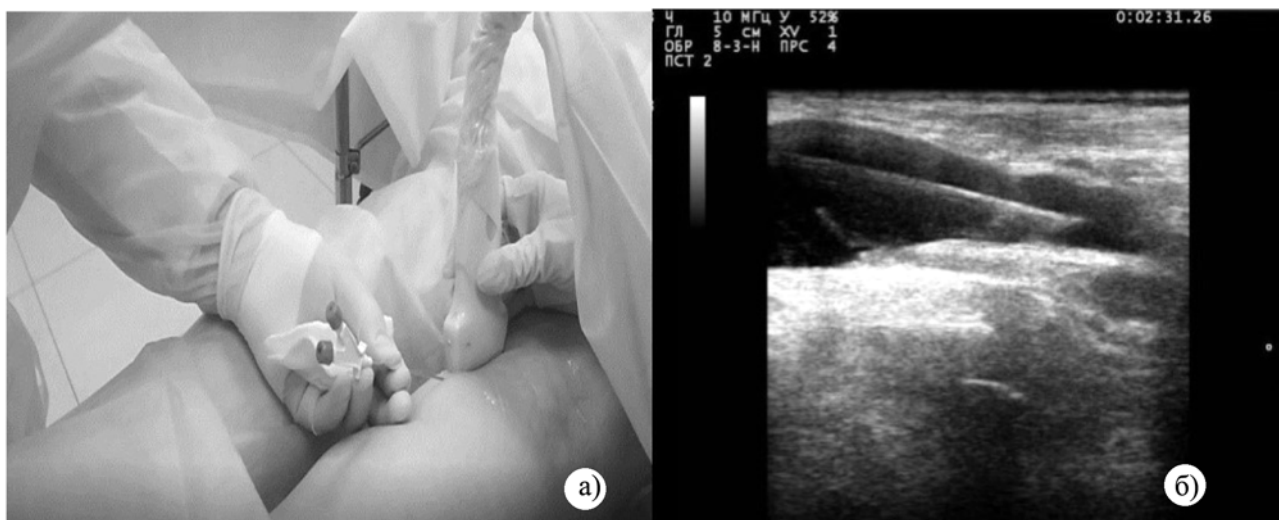


Рис. 3. Пункция кисты под УЗИ-контролем (а). Артронограмма кисты Бейкера во время пункции (б). Видна основная трубка интродьюсера, расположенная в полости кисты

продолжить, лоцируя ход иглы, до ощущения провала сквозь стенку полостного образования.

Далее с канюли 9 дополнительного канала 7, проходящего внутри соединительной втулки 5, удалялась заглушка 2. На ее место фиксировалась пустой шприц типа Люэр. Заглушка 2 откладывалась на манипуляционный столик. Следующим этапом удалялся мандрен 3 из основной трубки 4 и на канюлю 8 основного канала 6 до упора накручивалась заглушка 1 с силиконовой прокладкой. Создавая отрицательное давление при помощи поршня шприца, из полости кисты полностью удаляли серозную жидкость.

Затем шприц с аспирированной патологической жидкостью извлекали и на канюлю 9 незамедлительно фиксировали идентичный шприц, заранее наполненный местным анестетиком или физиологическим раствором. Для поддержания оптимального для визуализации просвета кисты и локальной анестезии в ее полость вводили необходимый объем водного раствора или местного анестетика (5...10 мл) при помощи нового шприца, фиксированного к канюле 9 дополнительного канала 7. Поскольку система «киста-интродьюсер» является герметичной, обычно повторения этого действия не требовалось. Исходя из клинической ситуации дополнительный канал 7 можно было загерметизировать, заменив шприц на заглушку 2.

После прокола силиконовой прокладки в заглушке 1 торцом световода последний вводили через основную канюлю 7 втулки в полую металлическую трубку 4 (рис. 4). Световод был предварительно фиксирован противоположным концом в раземе хирургической лазерной установки. Сохраняя исходное положение ультразвукового датчика над областью кисты, световод продвигали по интродьюсеру до визуализации его выхода из дистального конца основной трубки примерно на 0,5...0,8 см. Затем комплекс «световод-интродьюсер» подвели максимально близко к соустью кисты или к самому дальнему от места пункции участку образования.

На завершающем этапе манипуляции перед извлечением интродьюсера полностью аспирировали внутрикистозную жидкость в пустой шприц через дополнительную канюлю (9). Место пункции заклеивали асептическим пластырем, поверх в течение 10 мин применялась холодовая аппликация.

С применением интродьюсера мы прооперировали всю группу, состоящую из 20 пациентов. Только у одного из них мы получили осложнение в виде локального ожога перифокальных тканей. В ходе клинического испытания мы убедились, что медицинское изделие, разработанное для выполнения лазер-индуцированной термотерапии полостных новообразований, полностью соответствует всем сформулированным нами требованиям.

Выводы

Заточка мандрена и плавный переход на внешнюю поверхность основной трубки способствуют выполнению пункции кисты без особых физических усилий и травматизации покровных тканей. Наличие на конце основной трубки ультразвуковой метки значительно улучшает ее визуализацию в мягких тканях и дифференцирует ее торец от выступающего кварцевого световода обычным сонографическим оборудованием.

Конструктивная особенность интродьюсера, заключающаяся в наличии двух независимых каналов, позволяет выполнять все этапы манипуляции без дополнительных пункций, что значительно сокращает объем вмешательства и время его выполнения. Жесткость основной трубки предохраняет хрупкий световод от случайных перегибов и переломов и позволяет направлять его работающий торец на любую точку внутренней поверхности кисты для эффективной термической обработки потоком нагретой внутрикистозной жидкости.

Герметичность комплекса «киста-интродьюсер» обеспечивается возможностью смены заглушек, в том числе и с силиконовой мембраной. Введенный сквозь нее инструмент не приводит к потере гидростатического давления, сохраняя внутрикистозную жидкость в системе не только в качестве теплоносителя, но и как ультразвуковой контраст для оптимальной визуализации торца световода и его центрации в просвете кисты.

Информация о конфликте интересов. Авторы заявляют, что данная работа, ее тема, предмет и содержание не затрагивают конкурирующих интересов.

Результаты являются частью НИОКР, профинансированной из средств гранта по программе «Старт», выданного Федеральным государственным бюджетным учреждением «Фонд содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере» (Фонд содействия инновациям).

Авторы выражают свою искреннюю благодарность коллективу Екатеринбургского отделения ЗАО «Центр Флебологии» (г. Екатеринбург) и лично его руководителю к.м.н., врачу высшей категории О.А. Виноградову.

Список литературы:

1. Петров В.Г., Нелаяева А.А., Александрова Е.А., Антонова Е.В., Хучаиева И.А., Мелехин Е.В. К вопросу об эффективности и безопасности миниинвазивной лазериндуцированной термотерапии кистозно-коллоидных узлов щитовидной железы // Университетская медицина Урала. 2015. Т. 1. № 1. С. 28-33.



Рис. 4. Игла с проведенным через нее световодом (а). Артросонограмма кисты Бейкера с введенным в нее интродьюсером (б). Виден световод, выступающий за пределы основной трубки интродьюсера

2. *Ануфриева С.С., Бордуновский В.Н., Куренков Е.Л.* Лазериндуцированная склеротерапия кист молочных желез // Вестник Южно-Уральского государственного университета. Серия «Образование, здравоохранение, физическая культура». 2010. № 19 (195). С. 17-23.
3. *Papini E., Guglielmi R., Pacella C.M.* Laser, radiofrequency, and ethanol ablation for the management of thyroid nodules // Current Opinion in Endocrinology, Diabetes and Obesity. 2016. Vol. 23. № 5. PP. 400-406.
4. *Чернядьев С.А., Чернооков А.И., Жиляков А.В., Коробова Н.Ю.* Сравнение эффективности интерстициальной лазерной облитерации и артроскопической коагуляции соустья кисты Бейкера // Хирург. 2014. № 10. С. 73-77.
5. *Нурбулатова Л.Г.* Рельеф поверхности и строение микроциркуляторного русла синовиальной мембраны околоуставных синовиальных сумок коленного сустава // Морфология. 2010. Т. 137. № 4. С. 144.
6. *Trăistaru R. O. D. I. C. A., Popescu R., Gruia C., Rogoveanu O.* A complex assessment of patients with knee osteoarthritis and Baker's cyst: Observational study // Rom. J. Morphol. Embryol. 2013. Vol. 54. № 3. PP. 593-601.
7. *Баграташвили В.Н., Захаркина О.Л., Игнатъева Н.Ю., Лушин В.В.* Лазерно-индуцированная и термическая модификация структуры соединительных тканей. – Долгопрудный: Интеллект, 2016. С. 208.
8. *Чудновский В.М., Юсупов В.И., Дыдыкин А.В., Невозжай В.И., Кисилев А.Ю., Жуков С.А., Баграташвили В.Н.* Лазероиндуцированное кипение биологических жидкостей в медицинских технологиях // Квантовая электроника. 2017. Т. 47. № 4. С. 361-370.
9. *Жилин К.М., Минаев В.П., Соколов А.Л.* О влиянии особенностей поглощения лазерного излучения в воде и крови на выбор рабочей длины волны для эндовенозной облитерации вен при лечении варикозной болезни // Квантовая электроника. 2009. Т. 39. № 8. С. 781-784.
10. *Мазо А.Б.* Основы теории и методы расчета теплопередачи / Уч. пособие. – Казань: Изд-во КГУ, 2013. С. 145.
11. *Шахрай С.В., Гаин Ю.М., Гаин М.Ю., Рябцева С.Н.* Экспериментальное обоснование выбора длины волны высокоинтенсивного лазерного излучения для малоинвазивного хирургического лечения хронического геморроя // Казанский медицинский журнал. 2013. Т. 94. № 2. С. 271-277.
12. *Чернядьев С.А., Жиляков А.В., Горбатов В.И., Коробова Н.Ю., Сивкова Н.И., Аретинский А.В., Чернооков А.И.* Математическое моделирование теплофизических процессов в стенке кисты Бейкера, при нагреве внутрикистозной жидкости лазерным излучением длиной волны 1,47 мкм // Компьютерные исследования и моделирование. 2018. Т. 10. № 1. С. 103-112.
13. *Chernyadiev S.A., Aretinsky V.B., Sivkova N.I., Zhilyakov A.V., Korobova N.J., Gorbatov V.I., Faizullin M.Z.* A Calorimetric Study of Baker's Cyst Biological Tissues // Biophysics. 2018. Vol. 63. № 6. PP. 989-993.

Андрей Викторович Жиляков,
 канд. мед. наук, хирург-артролог, генеральный директор,
 ООО «Новые технологии для амбулаторной медицины»,
Сергей Александрович Чернядьев,
 д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой,
Наталья Юрьевна Коробова,
 канд. мед. наук, хирург-флеболог, ассистент,
 кафедра хирургических болезней,
 ГБОУ ВПО «Уральский государственный
 медицинский университет» Минздрава России,
Виталий Борисович Аретинский,
 заслуженный работник здравоохранения РФ,
 гл. врач, профессор УГМА,
 д-р мед. наук,
 ГАУЗ СО «Областной специализированный
 центр медицинской реабилитации «Озеро Чусовское»,
 г. Екатеринбург,
 e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru

С.В. Белов, Ю.К. Данилейко, А.Б. Егоров, Э.Г. Османов, Л.Г. Шилин, А.М. Шулуток

Экспериментальная установка для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации на основе Nd:YAG-лазера

Аннотация

Представлены результаты разработки экспериментальной установки для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации на основе Nd:YAG-лазера. Показана эффективность применения лазерного излучения с длиной волны 1,44 мкм для продуцирования направленного ангиогенеза при трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации в эксперименте с моделью ишемизированного миокарда. Установлены оптимальные режимы воздействия импульсного излучения Nd:YAG-лазера на миокард с учетом термического повреждения тканей. Исследованы морфологические изменения в области трансмиокардиальных лазерных каналов на миокарде свиньи. Работы проводились с целью обоснования эффективности применения установки для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации на основе Nd:YAG-лазера для лечения больных с диффузным поражением коронарных артерий.

Введение

Аортокоронарное шунтирование (АКШ) как метод прямой реваскуляризации миокарда является высокоэффективной операцией, позволяющей увеличить продолжительность жизни больных и значительно улучшить ее качество. АКШ получило широкое распространение во всем мире и в настоящее время является наиболее часто выполняемым хирургическим вмешательством на сердце [1], [2]. В то же время для 25...30 % пациентов с клиникой стенокардии проведение АКШ оказывается невозможным. Причинами являются диффузные

поражения коронарных артерий, рецидивные формы стенокардии после коронарной ангиопластики и другие возможные причины [2]. Таким образом, АКШ не всегда решает проблему, что приводит к поиску новых способов восстановления сердечного кровотока.

Одним из эффективных способов хирургического восстановления сердечного кровотока является трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация (ТМЛР) [3], [4]. В процессе такой операции в толще сердечной мышцы левого желудочка с помощью лазерного излучения формируются каналы, открывающиеся в полость сердца. Обычно операция ТМЛР пре-