

Оглавление

Предисловие к изданию на русском языке	10
Предисловие к изданию на английском языке	12
Авторы	14
Список сокращений и условных обозначений	17
Введение	19
Глава 1. История развития уретероэндоскопии (<i>Деметриус Х. Бэгли и Брайан Калио</i>).....	20
Дополнительные инструменты.....	32
Современные достижения	33
Идеальный уретероскоп.....	34
Использованная литература.....	35
Глава 2. Показания к проведению уретероскопии: клинические рекомендации (<i>Игорь Сорокин и Маргарет С. Пирл</i>).....	38
Введение	38
Камни в мочеточнике.....	38
Камни почек	44
Мочекаменная болезнь у детей.....	57
Выводы.....	58
Использованная литература.....	58
Глава 3. Гибкие уретероскопы (<i>Кимора Б. Скотлэнд, Джонатан Р.З. Лим и Бен Х. Чу</i>).....	63
Введение	63
Разработка первых гибких уретероскопов	63
Недостатки гибких уретероскопов.....	69
Цифровые уретероскопы.....	71
Одноразовые уретероскопы	74
Роботизированная уретероскопия	76
Современные инновации	77
Будущие инновации	78
Использованная литература.....	79

Глава 4. Защита от излучения во время оперативного лечения мочекаменной болезни (<i>Такааки Инуэ и Тадаши Мацуда</i>)	83
Введение	83
Защита пациентов от радиации в процессе диагностики и хирургического лечения	86
Защита хирургов и медицинского персонала от радиации во время операции	90
Использованная литература	95
Глава 5. Безопасность и уход за уретероскопическими инструментами (<i>Панагиотис Каллидонис, Мохаммед Алфозан и Эвангелос Латисикос</i>)	98
Введение	98
Надежность гибких уретероскопов	99
Периоперационный уход за гибкими уретероскопами	100
Обработка, очистка и стерилизация гибких уретероскопов	102
Одноразовые уретероскопы	104
Выводы	105
Использованная литература	105
Глава 6. Одноразовые гибкие уретероскопы (<i>Брентон Уиншип и Майкл Липкин</i>)	108
Введение	108
Затраты на приобретение и ремонт многоразовых гибких уретероскопов	108
Вопросы, связанные с повторной обработкой и стерилизацией	109
Эволюция одноразовых гибких уретероскопов	110
Сравнение одноразовых и многоразовых гибких уретероскопов	112
Влияние на окружающую среду	115
Экономические расчеты	115
Выборочное использование одноразовых уретероскопов	117
Выводы	118
Использованная литература	119
Глава 7. Инструменты для удаления конкрементов (<i>Роберт К. Кальвер</i>) ...	122
Устройства для извлечения конкрементов	122
Инструменты для предотвращения ретроградного смещения	132
Использованная литература	137
Глава 8. Гольмиевая-Но:YAG-лазерная литотрипсия (<i>Майкл У. Суриал и Бодо И. Крадсен</i>)	140
Введение	140
Основные физические свойства	140

Лазерные волокна.....	143
Применение лазерных волокон в уретероскопии.....	147
Выводы.....	152
Использованная литература.....	152
Глава 9. Кожухи для доступа к мочеточнику и ирригационные устройства (<i>Карен Л. Штерн и Маной Монга</i>).....	155
Мочеточниковые кожухи.....	155
Устройства для подачи раствора для ирригации.....	161
Выводы.....	163
Использованная литература.....	163
Глава 10. Качество жизни после уретероскопии (<i>Блэйк Андерсон, Джошуа М. Хейман и Эми Крэмбек</i>).....	166
Введение.....	166
Применение анальгетиков, в том числе наркотических, после уретероскопии.....	166
Влияние стентирования на качество жизни после уретероскопии.....	173
Влияние факторов, связанных с операцией, на качество жизни после уретероскопии.....	175
Факторы со стороны пациента и частота обращений в приемное отделение, повторных госпитализаций и телефонных звонков после уретероскопии.....	178
Выздоровление.....	179
Половая функция.....	180
Важность обучения пациентов и совместное принятие решения.....	181
Выводы.....	183
Использованная литература.....	184
Глава 11. Уход за пациентом в послеоперационном периоде после уретероскопии (<i>Итай М. Сэблер, Иоаннис Катафигиотис и Мордекай Дувдевани</i>).....	188
Введение.....	188
Неотложные состояния непосредственно после операции.....	188
Купирование боли.....	191
Дренирование верхних отделов мочевыделительной системы в послеоперационном периоде.....	193
Периоперационная антибактериальная терапия.....	195
Выводы.....	197
Использованная литература.....	198

Глава 12. Осложнения уретероскопии (<i>Винсент Де Конинк, Этьен Ксавье Келлер и Оливье Трэксер</i>)	200
Системы классификации осложнений	200
Осложнения во время операции	201
Осложнения в раннем послеоперационном периоде	209
Осложнения в позднем послеоперационном периоде	213
Факторы риска развития осложнений после уретероскопии	214
Выводы	214
Использованная литература	215
Глава 13. Лечение мочекаменной болезни у беременных (<i>Дженнифер Бьяцевич и Джон Д. Дэништедт</i>)	220
Введение	220
Эпидемиология	220
Этиология	221
Клиническая картина	223
Диагностика	224
Тактика лечения	230
Уретероскопия	234
Выводы	240
Использованная литература	240
Глава 14. Уретероскопия в педиатрии (<i>Дж. Барнар, К. Криггер, А. Хаджиран, О. Аль-Омар и М. Ост</i>)	246
Введение	246
Показания	246
Оборудование	248
Методика удаления конкрементов из нижнего полюса	252
Метод удаления конкрементов из верхних отделов мочеточника и почек	257
Осложнения	260
Использованная литература	261
Глава 15. Уретероскопическое лечение уротелиальной карциномы верхних отделов мочевыводящих путей (<i>Уэсли Баас, Эндрю Кляйн и Брэдли Ф. Шварц</i>)	263
Введение	263
Диагностика	264
Тактика лечения	269
Наблюдение	274
Наша методика	274
Выводы	278
Использованная литература	279

Глава 16. Симуляция и уретероскопия (<i>Дима Раскольников, Тони Чен и Роберт М. Суит</i>)	282
Введение	282
Принципы симуляции	283
Выводы.....	298
Использованная литература.....	299
Глава 17. Роботизированные системы и уретероскопия (<i>Йенс Дж. Рассуэйлер, Марсель Фидлер, Никос Харалампозианнис, Ахмет Синан Кабакки, Ремзи Саглам и Ян-Торстен Клейн</i>)	302
Заключение.....	302
Введение	302
Исторические достижения в развитии роботизированных хирургических устройств.....	303
Эргономические недостатки гибких уретероскопов	305
История развития систем «ведущий-ведомый» для уретероскопии гибким эндоскопом	306
Опыт применения системы Avicenna Roboflex в клинической практике.....	311
Обсуждение.....	319
Выводы.....	323
Использованная литература.....	323
Предметный указатель.....	326

Глава 1

История развития уретероэндоскопии

Деметриус Х. Бэгли и Брайан Калио

История развития клинической эндоскопии основана на необходимости и желании заглянуть внутрь полости тела. Необходимость выполнения процедур нарастала с появлением эндоскопов, которые позволили выполнить проведение устройств в полость тела, и с развитием соответствующих инструментов. В урологии наиболее очевидным целевым органом является мочевого пузырь — причина различных диагностических проблем и физических нарушений. Мочевой пузырь располагается всего в нескольких сантиметрах от наружного отверстия у женщин, а у мужчин это расстояние до мочевого пузыря определяется длиной уретры. Желание и возможность проникнуть за пределы уретры и мочевого пузыря, в мочеточник и даже чашечно-лоханочную систему все еще зависят от развития инструментов для исследования более проксимальных отделов мочевыделительной системы.

Эндоскопы для оценки состояния мочевыделительной системы, от устья мочеточника до почечных сосочков, имеют схожие функциональные и конструктивные особенности. Каждый эндоскоп должен, по определению, иметь механизм визуализации и передачи изображения. Дополнительно требуется освещение, возможно, с применением нескольких разных источников света. Также необходим механизм ирригации для расширения исследуемого участка. По мере накопления опыта применения эндоскопов очевидной стала потребность в использовании канала для проведения рабочих устройств. Также после изобретения гибких эндоскопов появилась необходимость в изменении угла отклонения дистального отдела инструмента. Это общие и основные характеристики современных эндоскопов. По мере внедрения дополнительных функциональных характеристик уретероскопов и при наличии соответствующих рабочих инструментов функции эндоскопов можно расширить от исключительно визуализации до применения с целью экстракции конкрементов, литотрипсии, биопсии и абляции опухоли [1, 2].

Самым первым устройством для визуализации внутренних полостей тела был эндоскоп Боццини–Лихтлейтера, предложенный в 1806 г. Он состоял из трубки с зеркалами и свечи для освещения. Изначально он был предназначен для визуализации глотки, но также его можно было использовать и

для визуализации органов малого таза. Примечательно, что оригинальная модель хранилась в Американском хирургическом колледже в Чикаго, переданная в него после Второй мировой войны. Впоследствии инструмент вернули Венской медико-хирургической академии, а в Чикаго осталась копия [3].

В XIX в. были разработаны различные многочисленные новые формы инструментов, но одно предложение парижского врача Desormeaux (1815—1882) имело форму, позволяющую применять инструменты для введения в мужскую уретру. Он состоял из длинного металлического корпуса/полого стержня с зеркалом для отражения света от керосиновой лампы. У него был изогнутый кончик в виде клюва, как у других будущих уретероскопов, производимых более чем через век спустя с момента его изобретения. В то же время этот инструмент оказался непрактичным, так как в процессе использования он сильно нагревался [4].

В разных странах мира были предложены и другие модификации. Wales и Kern в США представили проект инструмента, основанного на использовании отраженного света от офтальмологического зеркала, который позволял визуально оценить состояние мочевого пузыря через центральный канал. Опять же кончик имел изогнутую клювовидную форму. Он не нагревался во время работы, но имел ограниченный угол обзора.

В 1878 г. Nitze была представлена первая рабочая модель цистоскопа производства австрийского мастера Leiter. Источником света являлся наэлектризованный вольфрамовый провод, но он также нагревался. В конструкции эндоскопа была предусмотрена система водного охлаждения. В дальнейшем в конструкции цистоскопов использовали многие концептуальные особенности этой модели [5, 6].

Еще одним серьезным усовершенствованием стала разработка осветительных ламп для эндоскопов компанией Electrosurgical Instruments в Рочестере, штат Нью-Йорк [7]. Использование низкой силы тока позволило создать лампочки маленького размера и разместить их на дистальном конце цистоскопа. Хотя проблем с перегревом таких ламп не наблюдалось, но они могли перегореть, в результате чего использование эндоскопа становилось невозможным.

Reinhold Wappler в 1890 г. в Нью-Йорке открыл компанию по производству цистоскопов. Композитный эндоскоп Tilden Brown хорошо зарекомендовал себя как практичный и надежный инструмент [7]. Он состоял из различных линз, или телескопов, которые обеспечивали визуализацию под прямым углом или с небольшим отклонением. Изначально для введения инструмента использовали obturаторы с изогнутым кончиком. Затем их извлекали, чтобы установить оптическую систему.

В Европе тоже продолжались разработки инструментов. Немецкий специалист Leopold Casper изобрел катетеризационный цистоскоп. Хотя в нем

использовалась система зеркал, расположенных между окуляром и проксимальным концом, он позволял выполнить катетеризацию мочеочника, но не имел возможность изменить угол отклонения катетера.

Albarrán представил усовершенствованный инструмент, который позволял отклонять мочеочниковый катетер. Это было полностью механическое устройство, которое можно использовать с оптической системой и корпусами/тубусами других эндоскопов. В настоящее время такая модель все еще производится и используется.

В 1910 г. произошли серьезные изменения в дизайне цистоскопов, когда Buerger в Нью-Йорке представил свою модель, основанную на инструменте Tilden Brown. Такой цистоскоп, названный **цистоскопом Брауна–Бюргера**, использовали более полувека (рис. 1.1). В инструменте применяли сменные оптические системы, каналы для ирригации и введения инструментов. Прибор можно было использовать с рычагом Albarrán. Система визуализации состояла из нескольких тонких линз (аналогичных увеличительным стеклам или оптическим линзам), собранных внутри цилиндрического корпуса [8].



Рис. 1.1. Цистоскоп Брауна–Бюргера состоит из нескольких компонентов, поставляемых в деревянной коробке

Следующий большой шаг сделал Harold Hopkins, который в 1959 г. запатентовал свою систему стержневых/корпусных линз. Система значительно поменяла представление о роли стекла и воздуха в современной системе линз. Стекланные линзы занимали большую часть пространства внутри корпуса оптической системы. Короткие пространства между линзами использовались для настройки четкости. Это позволило улучшить светопроводимость, разрешающую способность и оптимизировать взаимное расположение линз. Karl Storz, основав новую производственную компанию,

запатентовал изобретение и начал производство эндоскопов со значительно улучшенными оптическими характеристиками. Вскоре появились и другие производители [9].

Фиброоптические технологии играли важную роль в конструкции жестких и гибких эндоскопов. В жестких инструментах фиброоптические пучки позволяют проводить свет в виде небольшого луча, направленного точно в исследуемую область. В гибких эндоскопах такие системы используются для визуализации и освещения.

Через некоторое время фиброоптические технологии начали использоваться для визуализации. В 1840-х годах Coladon продемонстрировал принцип внутреннего отражения в фиброоптических «световодах» [10]. Vabinet представил важную концепцию — проведение света по изогнутым стеклянным волокнам. Однако все же на этом этапе волокна передавали только рассеянный свет, который можно использовать для освещения, но не с целью визуализации. Попытки передачи изображения были предприняты в клинической практике специалистами Baird и Hansell в 1927 и 1930 гг. соответственно. Дизайн волокон позволял передавать изображения. К 1957 г. Curtiss показал, что использование волокон с покрытием дополнительным слоем стекла характеризовалось улучшенным внутренним отражением и, как следствие, улучшенной светопередачей. Также в 1957 г. Hirschowitz изобрел гибкий эндоскоп со стеклянными волокнами с покрытием, который оказался эффективным в клинической практике, что он продемонстрировал на себе [11, 12].

Такие эндоскопы вызвали интерес у специалистов из всевозможных сфер медицины. Как жесткие эндоскопы, так и гибкие фиброоптические визуализирующие устройства, по отдельным сведениям, использовались в урологии для исследования мочеточника. В 1912 г. Hugh Hampton Young впервые выполнил уретероскопию у ребенка с задним клапаном уретры и выраженным расширением мочеточника, что позволило легко провести в него цистоскоп. Доклад об этой процедуре был представлен в 1929 г. в обзоре врожденных клапанов уретры [13].

Следующий этап развития уретероскопии все еще в виде попыток наступил в 1961 г. Marshall ввел гибкий фиброоптический эндоскоп калибра 9 Fr через разрез в мочеточнике во время операции для оценки наличия конкрементов. В эндоскопе не было рабочего канала, а также не было функции изменения угла отклонения дистальной части. Через 2 года Маршалл описал впервые проведенную процедуру трансуретральной уретероскопии гибким эндоскопом, выполненную специалистами MacGovern и Walzak. Гибкий эндоскоп калибра 9 Fr провели в мочеточник через тубус McCarthy размером 26 Fr для визуализации конкремента [14].

Попытки разработать эффективный гибкий уретероскоп приобрели серьезный характер в 1968 г., когда Н. Takagi и соавт. начали исследования эф-

фektivности проведения трансуретральной уретероскопии с применением гибких эндоскопов. Препятствия вскоре стали очевидными. Они использовали фиброоптический гибкий эндоскоп длиной 70 см, калибра 8 Fr, с функцией пассивного отклонения. Применяя инструмент на трупах и пациентах, они визуализировали почечную лоханку и сосочки, но без возможности управления кончиком инструмента. Также они столкнулись с затруднениями при проведении эндоскопа из мочевого пузыря в мочеточник, используя интродьюсеры эндоскопа и гибкие интродьюсеры с функцией орошения. В этих начальных исследованиях авторы определили необходимость функции активного отклонения, наличия канала для орошения, а также были определены ограничения, связанные с размером инструмента [15].

Следующий этап начался через 10 лет с разработок в сфере жестких уретероскопов. Два уролога, Goodman [16] и Lyon [17], независимо друг от друга использовали детские цистоскопы для уретероскопии с целью оценки дистальных отделов мочеточников у женщин. Впоследствии Лион использовал более длинные цистоскопы для подростков с целью проведения процедур у мужчин [18]. Эти инструменты имели размер 13 Fr и требовали расширения интрамурального отдела мочеточника. Только этот этап требовал значительного развития техники и инструментов. Первоначально использовались мочеточниковые расширители, которые сменили беспроводниковые сменные бужи, проводниковые бужи и затем баллоны. Последние в своей заключительной форме оказались наиболее эффективными изделиями. Надо было использовать неэластичный баллон, который выдерживает давление до 20 бар.

Следующая версия представляла собой еще более длинный, 41 см, жесткий уретероскоп, сконструированный по специальному проекту. Инструмент мог достигать почечной лоханки, если его удавалось провести через изгиб мочеточника в области пересечения подвздошных сосудов и поясничных мышц. В эндоскопе использовалась съемная оптическая система со стержневыми линзами и имелся рабочий канал [19].

Для эффективного применения уретероскопы должны обеспечить возможность диагностики и лечения патологических процессов, а не только их визуализацию. Этого удалось достичь благодаря добавлению рабочих каналов и созданию подходящих рабочих инструментов. Первой лечебной процедурой было простое удаление конкрементов. В 1981 г. S. Das впервые выполнил трансуретральное уретероскопическое удаление конкремента с помощью корзинки [20]. В следующем году Хаффман (Huffman) удалил 16 конкрементов из дистальных отделов мочеточников с помощью уретероскопа длиной 23 см. Процедуры ограничивались вмешательством на дистальных отделах мочеточников из-за длины инструмента, а также невозможностью удаления крупных конкрементов. Частота успешных результатов составила 69% [21].

Следующий важный этап в сфере лечения мочекаменной болезни был описан J.L. Nuffman и соавт. в 1983 г. [22]. Это была первая процедура уретероскопической ультразвуковой литотрипсии крупных конкрементов в мочеточнике и в почечной лоханке. Оба этих этапа в сфере лечения мочекаменной болезни зависели от разработки новых рабочих инструментов. Важным аспектом было использование небольших корзин, подходящих для введения в рабочий канал уретероскопа, и ультразвукового зонда (УЗ-зонда) достаточной длины диаметром 2,5 мм для проведения литотрипсии.

Эта новая техника предполагала проведение длинного жесткого уретероскопа к конкременту, захват его корзиной и жесткую фиксацию у кончика эндоскопа. Затем оптическую систему извлекали и по тубусу уретероскопа вводили ультразвуковой зонд до касания конкремента. Касание конкремента зондом можно ощутить благодаря удерживанию корзины другой рукой оператора. Затем ультразвуковой зонд включали, и по мере удаления части конкремента можно было ощутить изменение сопротивления. Зонд извлекали, и снова вводили оптическую часть уретероскопа для визуализации конкремента и изменения расположения его на дистальной части инструмента. Процедуру повторяли, пока конкремент не уменьшался до приемлемого для его извлечения размера. Процедуру рассматривали как тактильную или, реже, как технику вмешательства «вслепую». Она была трудоемкой, но эффективной. Хаффман говорил: «Знаете, что это значит? Мы можем удалить любой камень, который можно увидеть с помощью уретероскопии» [23] (рис. 1.2).

Следующий логический этап требовал внесения изменений в эндоскоп и литотриптер. Был разработан длинный уретероскоп с прямым каналом, с которым можно использовать жесткий инструмент и офсетный окуляр. В то же время был разработан небольшой (4 Fr) ультразвуковой литотриптер. Таким образом, зонд можно было продвигать по уретероскопу после визуализации конкремента. Хотя ультразвуковой литотриптер не отличался высокой мощностью в сравнении с другими инструментами, он позволял эффективно уменьшить размер конкрементов и удалять их фрагменты.

В другом эффективном офсетном рабочем уретероскопе с функцией визуализации использовался ультразвуковой литотриптер с твердым зондом Goodfriend [24] (рис. 1.3). Это очень мощный литотриптер, который позволял с легкостью разрушить даже очень твердые камни из кальция оксалата моногидрата. Зонд устанавливали вблизи конкремента, что значительно снижало риск его смещения в проксимальном направлении. Несмотря на эффективность, недостатком была невозможность удаления фрагментов во время литотрипсии.

Успехи ригидной уретероскопии продемонстрировали ограничения и недостатки применения инструмента. Часто было невозможно оценить состояние мочеточника проксимальнее подвздошных сосудов. Эти недостатки

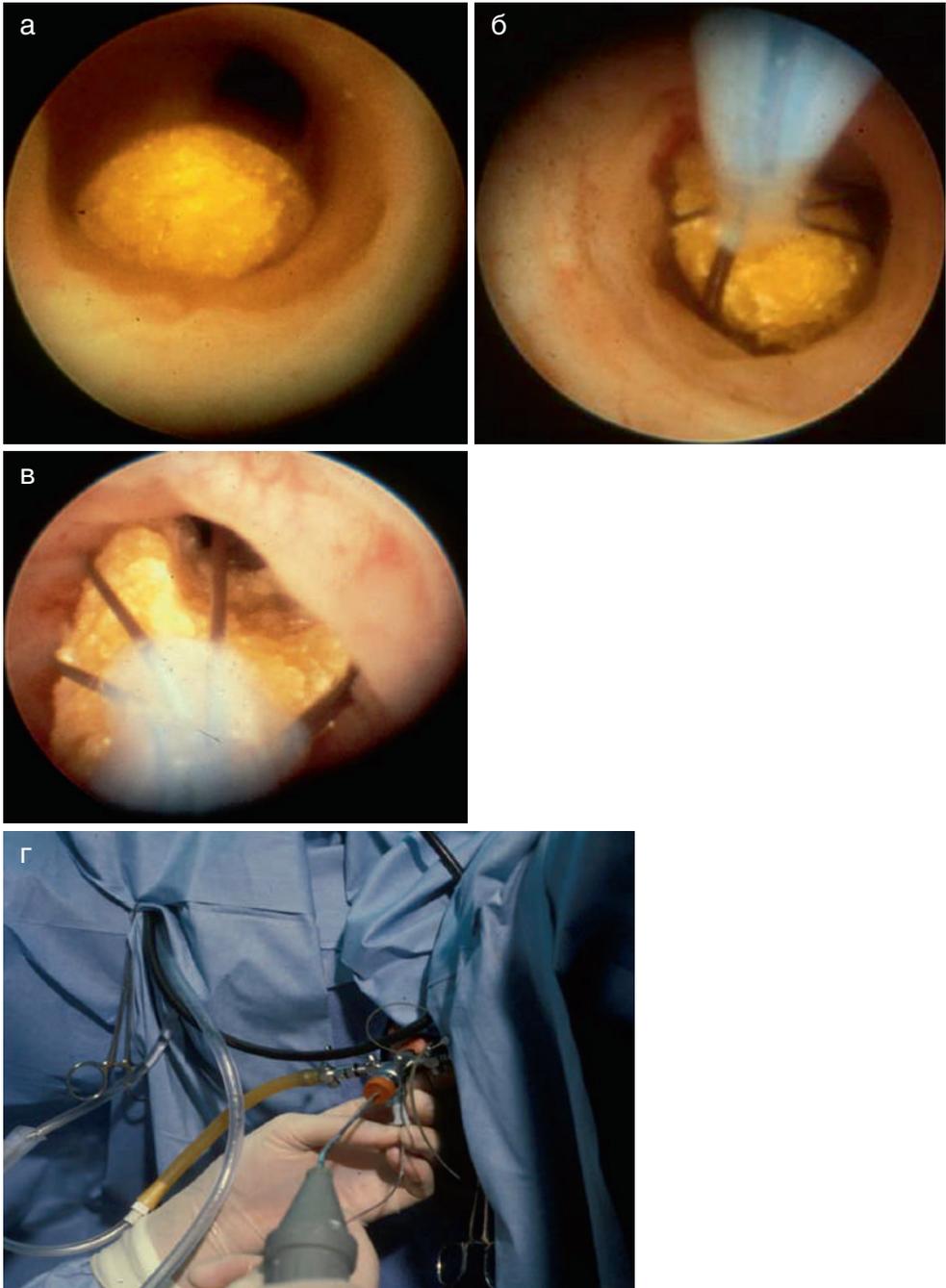


Рис. 1.2. В мочеточнике визуализируется конкремент с помощью уретероскопа с стержневыми линзами (а); б — конкремент захвачен корзиной; в — после применения ультразвукового датчика в конкременте появилась канавка; г — корзину удерживают одной рукой, что позволяет оценить давление ультразвукового зонда

Рис. 1.3. Офсетный уретероскоп оснащен рукояткой для удерживания ультразвукового зонда, который может проходить непосредственно через прямой канал



были отчетливо заметны при лечении пациентов мужского пола. Гибкие эндоскопы могли устранить такие ограничения, но при этом для эффективной работы требовалось добавить функцию ирригации и изменения угла отклонения дистальной части инструмента. Ранние этапы развития гибких уретероскопов описаны выше. В 1980-х годах компания Olympus разработала гибкий уретероскоп с функцией отклонения на основе детского бронхоскопа. Он представлял собой фиброволоконный инструмент с рабочим каналом. Отклонять кончик можно было с помощью рычага, управляемого большим пальцем, при этом максимальное отклонение было возможно в направлении вверх, что подходит больше для бронхоскопов, чем уретероскопов. Изначально в США существовал один инструмент, который использовали Rob Kahn в Сан-Франциско и D. Bagley в Филадельфии. Они оба по 1–2 дня в неделю совершали перелеты в разные области страны для проведения процедур с помощью этих инструментов.

Массовое производство гибких отклоняемых уретероскопов в США начала компания ACMI. Серия AUR сначала включала эндоскопы двух разных размеров. Большой имел размер 9,8 Fr с каналом на 3,6 Fr, а меньший — 8,5 Fr с каналом на 2,5 Fr. Инструменты можно было отклонять на 180° в одном направлении. Такая конструкция позволяла максимально уменьшить внешние размеры прибора. Отклонение в одну сторону позволяло обследовать всю чашечно-лоханочную систему, так как эндоскоп можно было легко поворачивать. Корпус эндоскопа изготавливали прессованием с несколькими каналами для волоконной оптики, волокон, проводников/корзинок для удаления конкрементов и системы ирригации. Другие гибкие эндоскопы тогда и сейчас изготавливают с отдельными каналами для каждой функции, которые затем собираются внутри корпуса. В основу принципа прессования легли принципы экономии и уменьшения размера. Также при этом исключалась необходимость в отдельном выпускном канале с ручным контролем. Через несколько лет

этот принцип снова вышел на первый план при разработке одноразовых эндоскопов.

Следующим устройством в этой серии был эндоскоп AUR7. В нем была реализована функция отклонения в двух направлениях, но отличительной чертой был его размер — 7,4 Fr на протяжении дистального сегмента длиной 24 см, а размер рабочего канала составил 3,6 Fr. Оригинальный дизайн включал корпус, сужающийся конусовидно от основания рукоятки к кончику. В клинических испытаниях были подтверждены эластические свойства, но производство было очень сложным и дорогим. Поэтому дизайн меняли на постепенное уменьшение размера, начиная с точки 24 см. В связи с этим инструмент стал достаточно хрупким и требовал очень аккуратного обращения при повороте эндоскопа в случае появления сопротивления в мочеточнике. Производство таких инструментов было прекращено, и в дальнейшем все производители изготавливали более крупные инструменты. AUR7 остается самым малым полностью отклоняемым гибким уретероскопом с полноценным производственным циклом. Отклонение кончика гибкого уретероскопа часто ограничивается наличием инструментов внутри канала. К ним относятся щипцы для биопсии, лазерные волокна и различные зонды. В инструментах серии Storz Flex X данный недостаток удалось в большой степени устранить. Этот уретероскоп может отклоняться на 220° в любом направлении (рис. 1.4). Хотя такое отклонение используется очень редко, оно позволяет компенсировать ограничения угла отклонения при на-



Рис. 1.4. Кончик отклоняется примерно на 220° . Такое отклонение обеспечивает компенсацию его ограничения при наличии инструментов в канале

личии инструментов внутри канала. В этой серии инструментов, представленной в 2012 г., впоследствии была добавлена конструктивная особенность в цифровой модели с корпусом овальной формы в поперечном сечении. Это позволило расположить каналы и проводники в корпусе более эффективно и компактно. Общий наружный диаметр составляет 8,3 F. Инструмент задал новые стандарты по изготовлению гибких уретероскопов.

Гибкие уретероскопы не смогли полностью заменить жесткие модели. Жесткие эндоскопы характеризуются меньшей стоимостью и повышенной прочностью в сравнении с гибкими. Их также легче проводить в дистальный отдел мочеочника при оперативных вмешательствах. Одним из важных этапов разработки инструментов в этом направлении было уменьшение внешнего диаметра эндоскопа. Система визуализации, оптическая система со стержневыми линзами, была основным объемным объектом в корпусе, второй по размеру объект — рабочий канал.

Первым этапом была попытка заменить систему со стержневыми линзами на волоконно-оптическую систему визуализации, которая хорошо себя зарекомендовала в различных эндоскопах из разных сфер медицины. Такую систему использовали в ригидном уретероскопе ACMI RigiFlex, или НТО-5, с получением канала, позволяющего ввести ультразвуковой зонд размером 5 Fг с сохранением возможности ирригации. Использовался S-образный смещенный окуляр для формирования прямого канала в инструменте и улучшения процесса перемещения и размещения оператора. Внешний диаметр уретероскопа составлял около 12 Fг. Длительность его производства была относительно короткой, так как появились литотриптеры меньшего диаметра, что позволило уменьшить размер уретероскопа.

Волоконно-оптические системы визуализации в ригидном металлическом эндоскопе продолжали развиваться и совершенствоваться, пока не достигли плато с разработкой лазерных литотриптеров. Импульсный цветовой лазер был эффективным литотриптером, несмотря на узкоспециализированное назначение. В то же время инструмент характеризовался сложностью технического обслуживания и высокой стоимостью. Через канал диаметром <2 Fг можно было ввести волокна небольшого размера — <400 мкм. Watson и Dretler совместно с производителем лазеров разработали проект жесткого эндоскопа размером 7 Fг с двумя каналами, каждый по 2 Fг [25]. Оригинальная концепция предполагала непрерывную ирригацию, для чего жидкость подавалась по одному каналу и отводилась по другому. Этот принцип оказался недостаточно эффективным. Тем не менее дизайн жесткого эндоскопа малого размера оказался удачным, с современными изменениями. Сам эндоскоп не получил широкого распространения, так как производитель лазера разрешил продавать инструмент только владельцам лазеров, а также потому, что в каналы невозможно было ввести устройства из существующих на тот момент для удаления конкрементов.