

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО
ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«ДОНСКОЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»
ФАКУЛЬТЕТ «ПРИБОРОСТРОЕНИЕ И ТЕХНИЧЕСКОЕ РЕГУЛИРОВАНИЕ»
КАФЕДРА «ПРИБОРОСТРОЕНИЕ»

Р. А. Гурцкой, А. Г. Хитарьян, А. В. Авилов

ЭНДОСКОПИЧЕСКИЕ ОБОРУДОВАНИЕ И ТЕХНОЛОГИИ В БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

Учебное пособие

По дисциплине «Биотехнические системы медицинского назначения»
По направлению 12.03.04 – «Биотехнические системы и технологии»

Ростов-на-Дону 2015

УДК 621.317.3
ББК Р454.890я7

Эндоскопическое оборудование и технологии в биотехнических системах:
Учебное пособие / ДГТУ, Ростов н/Д, 2015, 157 с.
ISBN 978-5-7890-1041-9

Рецензенты:

Грошилин Виталий Сергеевич – врач хирург высшей категории, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой хирургических болезней №2.

Методические указания предназначены для студентов дневной формы обучения при изучении дисциплины Б3.Б14 ««Биотехнические системы медицинского назначения»» по направлению 12.03.04 – «Биотехнические системы и технологии»

Печатается по решению методической комиссии факультета
"Приборостроение"

Научный редактор: к.т.н., профессор И.К. Цыбрий

Авторы выражают благодарность компании **KARL STORZ** за предоставленную информацию по эндоскопическим системам

ISBN 978-5-7890-1041-9

© Изд. центр ДГТУ

Введение

Эндоскопия (от греч. endo – внутри, skopeo – исследовать) – малоинвазивная хирургия внутренних органов человека с помощью специального прибора - эндоскопа.

В зависимости от области применения эндоскоп имеет разное название (лапароскоп, торакоскоп, гистероскоп, цистоскоп, артроскоп и др.) Эндоскопическое оборудование на рынке предлагают многие компании: Karl Storz (Карл Шторц, Шторц Медикал), Dixon (Диксион), Richard Wolf (Ричард Вольф), Olympus (Олимпус), Азимут и др.

Медицинские эндоскопы получили широкое распространение в середине XX века и остаются одними из самых популярных и востребованных приборов в настоящее время при различных медицинских исследованиях.

1. История развития эндоскопии

Стремление врачей заглянуть внутрь больного человека существовала давно и искала своей реализации.

Считается, что первую эндоскопию выполнил арабский врачеватель X столетия Абдул Касим (Abdul Quasim, 936-1013г.), который, используя стеклянный зеркальный рефлектор, осматривал шейку матки. В то же время еще у Гиппократ (ок. 460-377г. до н.э.) встречается описание ректоскопии. Одним любопытным фактом стало обнаружение на развалинах Помпеи вагинального зеркала, напомним, что город был разрушен еще в 70 г. нашей эры.

Собственно первый прибор, который можно признать эндоскопом был создан немецким ученым Филлипом Боццини (P.Bozzini, 1773-1809) в конце XVIII века [1]. Изобретатель назвал свой прибор «LICHLEITER» (световод) показанный на рисунке 1.1, и с его помощью он осматривал носовую полость, толстую кишку и матку. Прибор был опасен, так как источником света в нем

служила свеча, и, опасаясь ожогов, автор использовал его только для исследований на животных. Общество того времени весьма настороженно относилось к научным изысканиям, и эксперименты Боццини не были поддержаны коллегами. Более того, вскоре изобретатель был наказан медицинским факультетом города Вены «за любопытство».



Рисунок 1.1 – Прибор для осмотра внутренних полостей

Печальный итог экспериментов Боццини охладил интерес потенциальных последователей, однако, идея нашла продолжателя. В 1826 году Сегалес (H.L.Segales) сообщил о применении усовершенствованного аппарата Боццини. Годом позже, в 1827 году, Джон Фишер (John D.Fisher) представил коллегам эндоскоп собственной конструкции в виде собой изогнутой трубки, снабженной рефлекторами для отражения пламени свечи.

Современная история признает первенство Боццини, Сегалеса, Фишера, но, благодаря созданию оригинального аппарата в 1853 году с системой линз и зеркал для осмотра урогенитального тракта, французский хирург Антони Жан Дезормю (A.J.Desormeaux) опередил своих предшественников. К этому времени общественное настроение существенно изменилось. Идеи научно-технического прогресса все активнее обсуждались европейским обществом, и начинание Дезормю вызвало интерес и поддержку коллег. Его примеру последовали Кусмауль (A.Kussmaul, 1868г.), Биван (L.Bevan, 1868г.), Вальденбург (L.Waldenburg, 1870г.), Стоек (P.Stoek, 1881г.), Микулич (J.Mikulicz, 1881г.), Розенгейм (T.Rosenheim, 1896г.), Келлинг (G.Kelling, 1898г.) и другие ныне

знаменитые хирурги. Они принялись за разработку оригинальных эндоскопов, с помощью которых исследовали желудочно-кишечный, урогенитальный тракт, носовую полость и глотку.

Несмотря на все конструкции изобретателей, создаваемые ими эндоскопы были громоздкими, сложными и травматичными приборами из трубок, линз и зеркал. Ввести такую конструкцию в какое-либо из отверстий человека было делом опасным и болезненным. И, главное, источником света в них были горелки, а исследования нередко заканчивались ожогами.

Пытаясь отказаться от горелок, конструкторы привлекали «последние достижения науки и техники», но и они представляли серьезную угрозу. Так, например, в 1873 году в Вене Густав Труве (Gustav Trouve) представил коллегам «полископ», предназначенный для гастроскопии и цистоскопии. В нем источником света служила платиновая нить, светящаяся от проходящего по ней электрического тока. Нить давала яркое свечение, но разогревалась так быстро и сильно, что исследование приходилось ограничивать 20 секундами.

Огромным технологическим шагом, для человечества в целом и для эндоскопии в частности, стало изобретение в 1879 году Т.Эдисоном (T.Edison) лампы накаливания.

Она в скором времени вытеснила опасные спиртовые горелки и свечи, став безальтернативным источником света. Первыми в разработке и использовании эндоскопов с электрическим освещением были Тертл (J.T.Turtle, 1902), Розенгейм (T.Rosenheim, 1906), Брюнингс (W.Brunnings, 1907).

Использование ламп накаливания и развитие оптики радикально изменило конструкцию эндоскопов. Они стремительно уменьшались в размерах, и, потому становились все более малотравматичными по сравнению с их предшественниками. Кроме того, в начале XX века эндоскопы стали использовать в процессе проведения операции, в частности при операциях в брюшной полости. По сути, это еще не были эндоскопические операции, оптика

служила вспомогательным средством, однако, это стало этапом перехода от эндоскопии диагностической к эндоскопии хирургической.

Эндоскопы быстро совершенствовались, и в 1918 году Такаги (K.Takagi) впервые выполнил артроскопию коленного сустава. Через 10 лет после этого он создал линзовый эндоскоп диаметром всего 3,5мм, который открыл дорогу развитию артроскопической хирургии.

Говоря о техническом развитии эндоскопов надо отметить, что до 30-х годов XX века существовали только жесткие эндоскопы. Хотя некоторые хирурги ухитрялись с их помощью осмотреть даже желудок, понятно, что такую процедуру трудно назвать простой, безопасной и гуманной. Первый полугибкий прибор был создан Шиндлером (R.Schindler) в 1932 году, а гибкие эндоскопы появились только в 50-х годах, и получили популярность после публикации Хиршовица и соавторов (B.I.Hirschowitz et al., 1958). Естественно, что использование гибких эндоскопов позволило еще глубже проникать в полости организма, сделало процедуру «проникновения» существенно проще, безболезненней и безопасней.

В тоже время, на фоне столь замечательных свойств гибких эндоскопов жесткие конструкции отнюдь не были забыты. Дело в том, что оптические характеристики жестких систем существенно превосходили гибкие. Преимущество еще более усугубилось после разработки Хопкинсом (H.H.Hopkins) в пятидесятых годах оригинальной линзовой системы.

Оптические эндоскопы, используемые для осмотра под увеличением трахеобронхиального дерева, первоначально представляли собой линзы или наборы линз с воздушными прослойками. Британский изобретатель Хопкинс переделал традиционную конструкцию, заменив воздушные прослойки набором стеклянных цилиндров, а на месте линз сделал маленькие воздушные прослойки. В результате такая система предоставляет гораздо более широкий угол обзора с

повышенным освещением и разрешающей способностью. Использование такого прибора при жесткой эндоскопии произвело революцию в этой сфере.

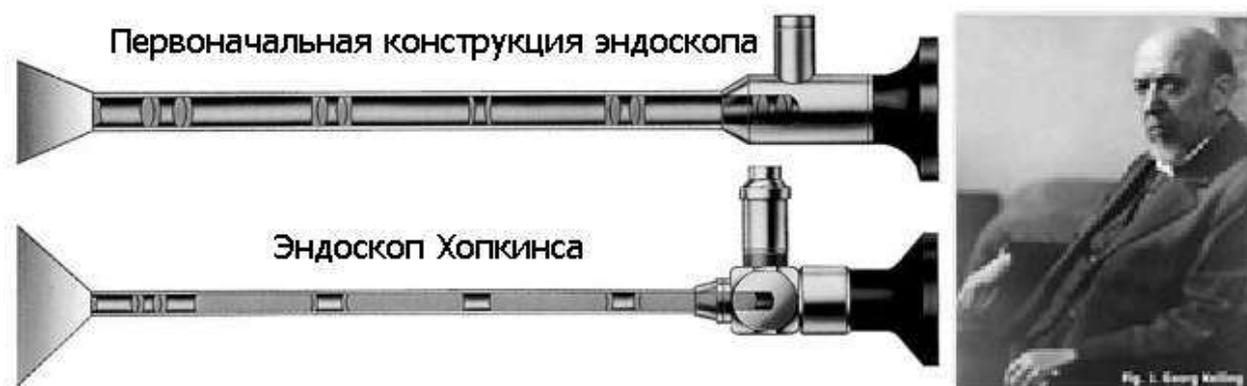


Рисунок 1.2 – Конструкции эндоскопов (слева), Хопкинс (справа)

Таким образом, эндоскопы стали еще более компактными, а поле зрения широким и удобным для работы. Линзовая система Хопкинса стала базовой, и является основой конструкции большинства жестких эндоскопов (см. рисунок 1.2).

Хопкинс осознавал, что любое дальнейшее оптическое улучшение потребует другого подхода. Предыдущие жесткие эндоскопы страдали от очень низкой световой передачи и чрезвычайно плохого качества изображений. Хирургические требования проходящих хирургических инструментов, а также осветительной системы внутри трубки эндоскопа, который сам ограничен в размерах человеческим телом, оставляет очень мало пространства для визуализирующей оптики. Крошечные линзы традиционной системы требовали поддерживающих колец, которые затемняли область линзы. Их было чрезвычайно трудно изготавливать и собирать, и с оптической точки зрения они почти бесполезны. Элегантным решением, придуманным Хопкинсом (в конце 1960-х), стало заполнение воздушного пространства между «маленькими линзами» стеклянными стержнями. Они пригонялись в точности по трубке эндоскопа, обеспечивая их самовыравнивание и не требуя других опор, что позволило маленьким линзам распределяться повсеместно. Стержневыми

линзами было легче управлять с использованием максимально возможного диаметра. С подходящей кривизной и покрытием концов стержней и оптимального выбора типа стекла, что было рассчитано и определено Хопкинсом, качество изображения было преобразовано – даже с трубками диаметром всего 1 мм. С высококачественным «телескопом» такого маленького диаметра инструменты и осветительную систему можно было удобно разместить внутри внешней трубки. Именно Карл Шторц изготовил первый эндоскоп этого нового вида, как часть долгого и продуктивного сотрудничества между двумя мужчинами. Хотя есть такие области тела, которые всегда будут требовать использования гибких эндоскопов (главным образом, желудочнокишечный тракт), жесткий эндоскоп со стержневыми линзами обладает такой исключительной эффективностью, что и по сей день остается предпочтительным инструментом, в действительности он стал разрешающим фактором в современной хирургии «через замочную скважину». Усовершенствования медицинской оптики Гарольда Хопкинса признаны и ценятся медицинским сообществом по всему миру. В 1984 г. Лондонское королевское общество наградило его медалью Рамфорда [1].

Вполне естественно, что вслед за техническим развитием эндоскопов расширялась и сфера их медицинского применения. Как уже отмечалось, еще в первые десятилетия XX века эндоскопы начали использовать не только как средство диагностики, но и как хирургический инструмент. Ради исторической справедливости надо оговориться, что эндоскопической операцией можно считать проведенное еще в 1870 году Биван (L.Bevan) извлечение инородного тела из пищевода, но это был единичный опыт, не повлекший за собой продолжения.

В начале XX века эндоскопию начали привлекать как вспомогательное средство, улучшающее видимость во время операции (Д.О.Отт, 1901, G.Kelling, 1901 и др.), но вскоре стало очевидным, что эндоскоп может служить основным

средством визуального контроля. Развивая эту идею, хирурги стали разрабатывать специальный инструментарий и методики таких операций.

Более широкое распространение эндоскопические операции получили с 50-х годов XX века. В хирургии стали проводить эндоскопические операции на кишечнике, пищеводе, печени, желчном пузыре и поджелудочной железе, трахее, бронхах и легких, сердце и крупных сосудах, почках, мочевом пузыре и мочевыводящих путях, т.д. и т.п.

Историю эндоскопии можно разделить 4 этапа [1]:

- ригидный (1795-1932);
- полугибкий (1932-1958);
- волоконно-оптический (1958-1981);
- электронный (1981-по настоящее время).

Это разделение довольно условно, так как по сегодняшний день активно используется как ригидная, так и полугибкая, и гибкая техника. Все типы эндоскопов имеют свои особенности, сильные и слабые стороны, и соответственно свои области применения. Кроме того, пожалуй, преждевременно говорить о вступлении эндоскопии в электронную эпоху, т.к. основой эндоскопов были и остаются оптические проводники (линзы, оптические волокна и пр.). Очевидно, что электронно-цифровые технологии доминируют в системах обработки и хранения видеoinформации, но собственно электронные эндоскопы пока занимают узкую нишу и не составляют полноценной замены оптическим. Тем не менее, рассматривая перспективу, можно уверенно говорить, что рано или поздно такая трансформация произойдет, и эндоскопы будут представлять собой не систему оптических проводников, а электронный видеорегистратор. Уже сегодня ведутся эксперименты с видеокапсулами, которые, путешествуя по желудочнокишечному тракту, по беспроводному каналу транслируют видеоизображение. Такие приборы можно считать будущим эндоскопии. Они

будут иметь не только меньшие размеры, но и исключительную свободу введения, расположения и перемещения. Также вероятно, что они будут оснащены некоторыми хирургическими инструментами, например, лазером, и самостоятельно или под дистанционным управлением врача будут способны выполнять некоторые хирургические манипуляции.

1.1 Ригидный период

Французский хирург Антони Жан Десормо (Antoine Jean Desormeaux) в 1853 г. применил для освещения во время эндоскопического исследования спиртовую лампу, что позволило осуществлять более детальный осмотр. Инструмент совмещал в себе систему зеркал и линз, и использовался главным образом для осмотра уrogenитального тракта. Он оснастил эндоскоп спиртовой лампой и впервые использовал его при исследовании мочевого пузыря пациентов. Именно за эти заслуги многие считают Десормо «отцом эндоскопии». Следует отметить, что и его прибор не был совершенным из-за получаемых ожогов чувствительной слизистой.

Впервые идея «взглянуть» в полость желудка явилась у Кусмауля (Kussmaul) в 1868 г. и внушена была наблюдением над шпагоглотателем, на котором и был проделан первый опыт. Кусмауль ввел ему прямую металлическую трубку, диаметром 13 мм, и к наружному концу трубки присоединил осветитель Десормо, но слабость освещения и скопление жидкости в полости желудка не дали возможности видеть слизистую желудка. Кусмауль впервые ввел в практику методику гастроскопии с помощью металлической трубки с гибким obturatorом (проводником). Эта попытка, оказавшаяся бесплодной, была забыта, и мысль о построении гастроскопа стала на практическую почву лишь после того, как Нитце (Nitze) удалось осуществить идею эндоскопии введением источника света в полость самого органа. Самим же Нитце была сконструирована в 1879 г. первая модель гастроскопа, состоявшего из 2 частей—подвижной, изогнутой, собранной из отдельных звеньев трубки, вводимой через пищевод в желудок, и изогнутой под прямым углом верхней

части, доходящей до глотки. С помощью особого приспособления вся система подвижной трубки после введения в желудок распрямлялась, и световые лучи, отраженные слизистой оболочкой, направлялись по длине трубки, где, пройдя через систему призм и сферических стекол, достигали глаз наблюдателя. Удовлетворительных результатов не дал и этот инструмент. Первый положительный результат удалось получить только Микуличу (Mi-kulicz), построившему свою модель (1881) гастроскопа: последняя состояла из трубки в 65 мм длиной, 14 мм в поперечнике, изогнутой под углом в 150° на границе между желудочной и пищеводной частями; оптическая система аналогична системе цистоскопа. Микуличу удалось осмотреть полость желудка и даже диагностировать карциному желудка, поэтому основателем гастроскопа, по справедливости, следует считать Микулича, хотя его гастроскоп и не получил широкого практического применения вследствие трудности введения его в желудок, с одной стороны, и несовершенства освещения и оптики - с другой. Попытка дальнейшего усовершенствования методики и инструментария продолжалась, главным образом, немецкими авторами (Rosenheim, Kelling, Kuttner, Loening и Stieda, и в позднейшее время Eisner, Schindler, Sternberg, Hiibner) и Бансодом (Bensaude) во Франции. [2].

В 1901 г. Келлинг (G.Kelling, 1898г.) сделал сообщение «Об эзофагоскопии, гастроскопии и келиоскопии», подкрепленное разработанными им оптическими приборами. Он первый предложил вводить в брюшную полость воздух для лучшего осмотра внутренних органов. В этой публикации им был обобщен материал экспериментов на собаках и описаны 2 случая осмотра брюшной полости у людей.

В конце XIX столетия, когда была изобретена лампа Эдисона, в эндоскопии начали применять миниатюрные электрические лампочки. Тертл (J.T.Turtle, 1902) впервые использовал такую лампочку при ректоскопии, а в 1906 Розенгейм (T.Rosenheim, 1896г.) - при гастроскопии. Брюнингс (W.Brunnings,

1907) сконструировал эзофагоскоп с электрическим освещением - электроскоп, который применялся в клинической практике вплоть до 1970-х гг.

В начале XX столетия начинает активно развиваться диагностическая лапароскопия. Внедрение этого метода в клиническую практику связано с именем русского хирурга **Д. Отта**, который в 1901 г. впервые произвел осмотр нижнего этажа брюшной полости через задний свод влагалища, используя электрическую лампочку, лобный рефлектор и специальные зеркала. В 1910 г. **Х. Якобеус (H. Jacobaeus)** сообщил «О возможности применения цистоскопа для исследования серозных полостей». В 1921 г. **R. Korbsch** сконструировал иглу для наложения пневмоперитонеума. В 1933 г. **Хеннинг (N. Henning)** сделал первые попытки оперативного вмешательства во время лапароскопии - пересечения спаек, коагуляции маточных труб с целью стерилизации, прицельной биопсии печени.

1.2 Полугибкий период

Наибольший вклад в развитие гастроскопии в этот период сделал **Р. Шиндлер (R. Schindler 1932)**, который описал эндоскопическую картину слизистой оболочки желудка при ряде заболеваний, а также разработал конструкцию полугибкого линзового гастроскопа. Гастроскоп Шиндлера представлял собой трубку длиной 78 см, его гибкая часть имела 24 см в длину, 12 мм в диаметре и содержала большое число короткофокусных линз, обеспечивающих возможность осмотра полых органов.

Этот инструмент позволял детально обследовать 4/5 или 7/8 слизистой оболочки желудка. Данный аппарат в различных модификациях широко использовался вплоть до 1958 г. и ознаменовал собой начало нового этапа в развитии эндоскопии. Однако большинству исследований сопутствовал довольно выраженный дискомфорт, что ограничивало применение гастроскопии.

В 1959 г. **Бернштейн (L. M. Bernstein)** с коллегами модифицировал в этом гастроскопе дистальный конец, поместив головную призму и электролампу в

одной камере под одним защитным стеклом. Подобное расположение позволяет осматривать слизистую желудка даже тогда, когда она очень близко прилегает к окну камеры, в которой заключены объектив и лампочка.

В 1948 г. Сегал и Уотсон (H. L. Segal, J. S. Watson) разработали гастроскоп с улучшенной оптикой и мощной лампой, позволяющей во время фотографирования давать напряжение до 80 В. Авторы получили в 61,5% случаев удовлетворительные цветные изображения слизистой оболочки желудка. Нелсон (R. S. Nelson, 1956) несколько модифицировал этот гастроскоп, значительно упростив технику фотосъемки. Проблема фотографирования слизистой оболочки желудка была решена применением импульсного источника света, дающего в момент фотосъемки кратковременную, но очень яркую вспышку.

В 1956 г. Дебре и Уссе (C. Debray, P. Housset) предложили фотогастроскоп (гастрофлекс), устроенный на основе электронной вспышки. Гастрофлекс сконструирован по типу классического гнущегося гастроскопа, но корпус его более сложен, т. к. в нем заключены два электропровода вместо одного; один дает ток лампе накаливания, предназначенной для обычного осмотра, другой - лампе-вспышке (импульсной лампе на двух нитях), включаемой во время фотосъемки на 1/800 сек. Обе лампы смонтированы в одной камере на дистальном конце гастрофлекса и располагаются на одной стороне аппарата у объектива (рисунок 1.3).



Рисунок 1.3 - Дистальный конец фотогастроскопа (гастрофлекса).

Аппарат выпускается фирмой "Levallois" (Франция) Проксимальный конец гастроскопа устроен так, что к нему можно присоединять либо окуляр для осмотра, либо фотоаппарат с зеркальным видоискателем (рисунок 1.4).

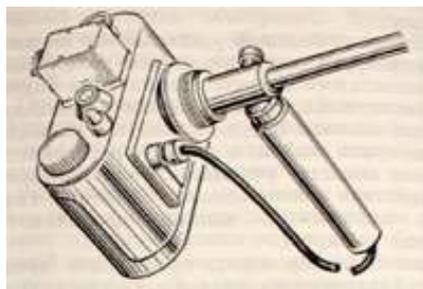


Рисунок 1.4 - Проксимальный конец фотогастроскопа (гастрофлекса) с навинченным фотоаппаратом.

Более новые модели того времени гастрофлекса отличаются от других гнущихся гастроскопов несколько большей эластичностью, меньшим диаметром и прекрасной оптикой, обеспечивающей получение четкого и крупного изображения. Применение гастрофлекса привело к более широкому распространению гастропhotoграфии [1].

Большой интерес представляют биопсионные гастроскопы, при помощи которых под контролем зрения можно взять кусочек слизистой оболочки желудка для прижизненного гистологического исследования. После того как Вуд (A. J. Wood, 1949) с соавторами предложил тонкий эластичный зонд для слепой аспирационной биопсии слизистой оболочки желудка, стали появляться модели гастроскопов [Томениус (J. Tomenius), 1952; Ханкокк, Шайнер (P. T. Hancock, M. Shiner), 1958], которые к гастроскопу приспособивали такой зонд с целью осуществления биопсий под контролем зрения.

В 1959 г. Дебре и Уссе сконструировали гнущийся биопсионный гастроскоп, основанный на принципе аспирационной биопсии. Этот аппарат, предназначенный для направленной гастробиопсии, представляет собой гибкий в дистальной части гастроскоп, к которому присоединена выдвигная трубка для биопсии (рисунок 1.5 и 1.6).



Рисунок 1.5 - Дистальный конец биопсионного гастроскопа с выдвинутым в сторону биопсионным устройством (положение при проведении гастробиопсии).

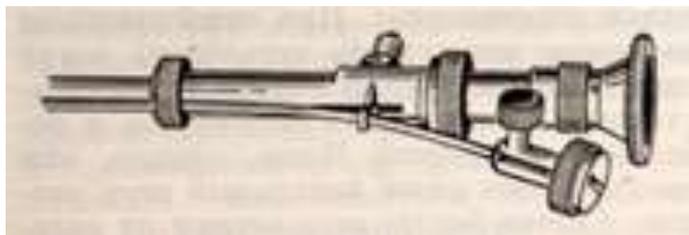


Рисунок 1.6 - Проксимальный конец биопсионного гастроскопа: окуляр (вверху) и рукоятка биопсионного устройства (внизу).

Середина XX столетия ознаменовалась внедрением в медицинскую практику различных модификаций полугибких гастроскопов. Так, Тейлор (**Н. Taylor** (1941)) сконструировал гастроскоп с изгибаемой дистальной частью, которая при управлении позволяла осматривать часть «слепых» зон желудка. Вскоре была разработана модель гастроскопа (Эдель-Палмер) **Edel-Palmer** с управляемым в одной плоскости дистальным концом. Этот аппарат был тоньше, чем аппарат Вольфа-Шиндлера (**Wolf-Schindler**), и длительное время оставался самым распространенным типом гастроскопа. Дальнейшее усовершенствование полугибких эндоскопов шло по пути улучшения их оптических свойств и разработки принципов биопсии через гастроскоп. В 1948 г. Бенедикт (**B. Benedict**) создал операционный гастроскоп, имеющий биопсийный канал и позволяющий производить манипуляции внутри желудка. В 1958 г. С. Тасака и С. Ачизава (**S. Tasaka** и **S. Achizawa**) представили фотографии, выполненные с помощью гастрокамер. Последние получили большое распространение в Японии и практически конкурировали с гастроскопами.

1.3. Волоконно-оптический период

Фернандо Альвес Мартинс из Португалии изобрел первый оптоволоконный эндоскоп в 1963-64 гг. Ранее в 1950-х Гарольд Хопкинс разработал «фиброскоп», состоящий из пучка гибких стеклянных волокон,

способных согласованно передавать изображение. Это принесло пользу с медицинской и промышленной точки зрения, а последующие исследования привели к дальнейшим улучшениям качества изображений. Дальнейшие инновации включали использование дополнительных волокон для канального света к концу объекта от мощного внешнего источника, достигнув тем самым высокого уровня освещения полного спектра, необходимого для детального обзора и цветной фотографии. Предыдущая практика маленьких ламп накаливания на конце эндоскопа оставляла выбор либо обзора при слабом красном свете, либо увеличения светоотдачи, что несло риск ожогов внутри пациента. Вместе с усовершенствованиями оптической стороны была разработана способность «управлять» кончиком, а также инновации в хирургических инструментах с дистанционным управлением, помещаемых внутрь корпуса самого эндоскопа. Это стало началом «хирургии через замочную скважину», известную нам сегодня [3].

В 1958 г. Гиршовитц (В. Hirschowitz), Карл Шторц предложили гастроскоп, построенный на принципиально новой оптической системе. Если в ранее описанных гастроскопах оптические системы состояли из большого числа короткофокусных оборачивающихся систем линз, то в новом гастроскопе (фиброскопе - fiberscope) изображение передается при помощи волоконной оптики, т. е. по стеклянным волокнам (световодам). Диаметр отдельного волокна 15-25 мк. Волокна уложены в жгут диаметром 6 мм. Только в этом случае фиброскоп имеет достаточную разрешающую способность. Всего в жгуте 150 000 волокон, специально уложенных так, что один торец каждого волокна является точной копией другого. Передача изображения по волокну основана на явлении полного внутреннего отражения света от стенок волокна. Последовательно отражаясь от них, свет передается от входного торца волокна к выходному. Изгиб волокна совершенно не нарушает условий полного внутреннего отражения, и свет может передаваться по любому искривленному пути без нарушения передаваемого изображения. Волокна скреплены только на

концах, что делает жгут гибким и эластичным по всей длине. Каждое отдельное волокно передает один элемент изображения, которое фокусируется на проксимальном конце фиброскопа. Резкость изображения такая же, как и в обычном гастроскопе, светопропускная способность в 2,5 раза выше. Волоконный жгут защищен гибкой бронзовой спиралью, которая одновременно передает закручивающее усилие для поворота фиброскопа вокруг оси при осмотре. Длина фиброскопа 95 см, диаметр 12,5 мм. Наблюдение осуществляется под углом 90° к оси фиброскопа. Расположение объектива аппарата позволяет наблюдать слизистую оболочку, находящуюся в непосредственной близости от стекла объектива.

В 1963-1966 гг. японские фирмы **Machida Seisakusho**, **Olympus** и **Fuji Photo Optical** разработали опытные модели фиброгастроскопа и фиброколоноскопа, а в 1966 г. было налажено их серийное производство.

В 1968 г. Икеда (**Ikeda**) и соавторы создали первый фибробронхоскоп.

Названные аппараты обладали большими разрешающими возможностями по сравнению с самой совершенной моделью полугибкого эндоскопа, и исследование с их помощью легче переносилось больными. С этого времени начинается развитие современной эндоскопии, которая постоянно расширяет сферу своего применения.

1.4. Электронный период

Электронный период развития эндоскопии берет начало с 1984 г., когда в США были созданы видеоэндоскопы. Первые исследования в этом направлении проводились в лаборатории Бэлл Лэйбораторис (**Bell Laboratories**) еще в 1969 г., когда Бойл и Смитт (**Boyle** и **Smith**) создали прибор, преобразующий оптические сигналы в электрические импульсы. Электронная видеоэндоскопия благодаря использованию высокоэффективных линз и точных систем цифровой обработки видеосигнала с помощью мегапиксельных ПЗС-матриц позволяет получать четкое высококачественное изображение, увеличенное в несколько десятков раз.

Эндоскопическая техника занимает важное место в арсенале современных технических средств, предназначенных для исследования и лечения заболеваний внутренних органов человека.

1.5 Развитие отечественной эндоскопической техники

Отечественные эндоскопы появились в конце 40-х годов. Многие медицинские методики, известные в мировой медицинской практике, у нас не применялись. За период с 1952 по 1961 г.г. были созданы жесткие медицинские эндоскопы массового применения с линзовыми оптическими системами и лампами накаливания: заложены основы отечественной эндоскопической техники. В 60-70 годы лапароскопия стала широко применяться в хирургии.

Школы, руководимые Ю. Е. Березовым, В. С. Маятом, Ю. А. Нестеренко, Ю. М. Панцыревым, Б. В. Петровским, И. Д. Прудковым, В. С. Савельевым, В. Д. Федоровым, В. И. Юхтиным и другими, внесли большой вклад в развитие и пропаганду неотложной лапароскопии при острых хирургических заболеваниях. Это был период несомненного торжества российской хирургии и начала эры развития оперативной эндоскопии. Динамическая лапароскопия, лапароскопическое дренирование брюшной полости, различные виды органостомий (холецисто-, гастро-, колоно-) и другие операции стали широко применяться в практическом здравоохранении для лечения острых хирургических и гинекологических заболеваний, но особенно важное значение они приобрели в лечении острого холецистита и опухолевой механической желтухи. Отсутствие специальных инструментов тормозило дальнейшее развитие лапароскопической хирургии [5].

Использование волоконной оптики для передачи света и изображения, а также светосильной стержневидной оптики открыло новую эпоху в медицинской эндоскопии: разработана большая номенклатура приборов, разработаны и освоены новые медицинские методики диагностики и лечения заболеваний

внутренних органов. Совершен качественный скачок в технических параметрах эндоскопов, значительно повышена информативность эндоскопических приборов, они занимают одно из первых мест в ряду диагностических средств.

Создание нового поколения эндоскопов с волоконными световодами стало возможным благодаря созданию специальных стационарных источников света - осветителей и специальных комплектующих изделий.

Создана и выпускается принципиально новая эндоскопическая техника - гибкие эндоскопы большой длины с управляемым дистальным концом рабочей части, гибкие эндоскопы для исследования желудочно-кишечного тракта: сигмоидоколоноскопы и гастродуоденоскопы.

На базе накопленного опыта разработок, производства и анализа результатов эксплуатации эндоскопов проведены глубокие теоретические и экспериментальные исследования различных аспектов эндоскопической техники, и, в первую очередь, влияния качества, надежности и др. параметров комплектующих изделий, а также конструктивных параметров узлов на эксплуатационные качества эндоскопов. Разработаны математические модели, позволяющие рассчитать ожидаемую надежность работы эндоскопа. Предложена новая идеология конструкции гибких эндоскопов в комплекте с осветителем, в области жестких эндоскопов показана перспективность применения градиентной оптики.

В 1992-1996 г.г. были разработаны и изготовлены первые головные образцы из нового ряда эндоскопов: сигмоидоколоноскоп СК-ВО-5 и гастродуоденоскоп ГДБ-ВО-5 в комплекте с новой моделью осветителя ОС-15002, жесткие эндоскопы - цистолитотриптор, гистероскоп, тонкие эндоскопы - детский цистоскоп, ЛОР - эндоскоп, артроскоп и др.

Большое развитие оперативной эндоскопии с помощью гибких эндоскопов произошло в 1970 и 1974 годах, когда появились первые сообщения об эндоскопической полипэктомии (К. Tsuneoka, Т. Uchida, Япония),

эндоскопической папиллос- фипктеротомии (L Demling, M. Classen, Германия, K Kawai e.a Япония). Эти операции в нашей стране стали впервые применяться в клиниках Ю. М. Панцырева, В. С. Савельева, Л. К. Соколова, В. Д. Федорова, А. А Шалимова (А С Балалыкин, Ю. В. Васильев, Ю И. Галлингер). Трудно переоценить значение этих операций, коренным образом изменивших тактику лечения доброкачественных и злокачественных новообразований желудочнокишечного тракта и желчнокаменной болезни, но их ожидало разное будущее. Эндоскопическая полипэктомия (электроэксцизия новообразований) широко применяется практически во всех учреждениях, где есть эндоскопическое оборудование и, более того, стала использоваться при лечении ранних форм рака. Эндоскопическая папиллосфинктеротомия, несмотря на свое 20-летие с момента разработки, и теперь мало используется даже во многих областных и крупных городских больницах. А ведь именно с разработкой этой операции открылись широкие перспективы новых видов чреспапиллярных вмешательств, экстракции камней, литотрипсии, эндопротезирования, назобилиарного дренирования.

Итак, 70-е годы прошли под знаком развития неотложной лапароскопии и операций с помощью гибких эндоскопов. Особенные успехи были достигнуты в лечении заболеваний панкреато- билиарной системы и, в частности, желчнокаменной болезни.

Великий перелом в эндоскопической хирургии, называемый "очередной французской революцией", наступил в конце 80-х годов, когда в клиническую практику была внедрена новая операция - лапароскопическая холецистэктомия (E. Muge, 1985, F. Mouret, 1987; F. Dubois et al, 1989).

В течение двух лет эта операция завоевала широкую популярность во всех странах мира и стала методом выбора в лечении заболеваний желчного пузыря (холецистит, полипоз и г.д). В России она впервые была выполнена в 1991 г. в клиниках Б. В. Петровского и В.С. Савельева (А.С. Балалыкин, Ю. И. Галлингер).

Лапароскопическая холецистэктомия повлекла за собой проведение интраоперационных холангиографии, холедохоскопии, экстракции камней и литотрипсии, а затем стали выполняться холедохотомия и различные билиодигестивные анастомозы (С. И. Емельянов с соавт, 1994, R Bailey, K. Zucker, 1991, L K. Nathanson, 1993; D.Jones, 1994) [5].

Достижения эндоскопических технологий в хирургии желчнокаменной болезни и ее осложнений привели к тому, что эндоскопический метод лечения стал альтернативой традиционному хирургическому методу и радикальным образом изменил принципы ее лечения.

Вслед за лапароскопической холецистэктомией триумф ожидал эндоскопическую хирургию и в других разделах хирургии пищеварительного тракта.

Прежде всего были реализованы хирургический опыт и владение эндоскопической техникой при лечении язвенной болезни и рефлюкс-эзофагита. Над- и поддиафрагмальная стволовая ваготомия (F Dubois, 1992, А. С. Балалыкин с соавт, 1994), задняя стволовая и различные виды передней селективной ваготомии (N Katkhouda, J. Mouiel, 1991; S Shapiro et al, 1991, F Gomez-Ferer et al, 1992; Th Taylor, D Bhandarkar, 1993; А. С Балалыкин с соавт, 1993; Ю. И Галлингер, 1993, А. Л. Андреев, 1984), селективная проксимальная ваготомия (F.Dubois, 1991, W. Fasching, 1991), селективная ваготомия с дренирующими операциями (J.Weerts et al, 1994), антирефлюксные- фундопликация, тереспластика и др. (А. Cushieri, 1991, D. Dallemagne, 1991) - эти эндоскопические операции продемонстрировали равную хирургической эффективность, но значительные преимущества послеоперационного периода.

2. Виды и конструктивные особенности современных эндоскопов

2.1 Назначение и классификация эндоскопов

В общем случае эндоскопом называется устройство, имеющее осветительную, наблюдательную системы и приспособления, предназначенное для введения во внутренние полости тела человека машин и механизмов с целью осмотра и проведения различных манипуляций. Все эндоскопы делятся на два больших класса: технические и медицинские. Медицинским эндоскопом называется эндоскоп, вводимый во внутренние полости и органы человека через естественные каналы или хирургическим путем.

В зависимости от назначения, медицинские эндоскопы делятся на следующие типы (рисунок 2.1):

- смотровой – медицинский эндоскоп, предназначенный для исследования внутренних полостей и органов человека путем осмотра;
- биопсийный – медицинский эндоскоп, предназначенный для взятия пробы ткани с требуемого участка под визуальным контролем с целью последующего гистологического анализа;
- операционный – медицинский эндоскоп, предназначенный для проведения диагностических, лечебных и хирургических манипуляций путем введения инструментов под визуальным контролем [8].



Рисунок 2.1 – Классификация эндоскопов по назначению

Любой эндоскоп содержит осветительную и наблюдательную системы.

Осветительное устройство эндоскопа – функциональный узел эндоскопа, включающий источник света и другие элементы конструкции и

предназначенный для освещения наблюдаемого объекта. При этом светопроводящая система эндоскопа может быть выполнена в жестком или гибком исполнении. Для передачи света от источника, установленного вне эндоскопа, к его светопроводящей системе служит световодный кабель эндоскопа – функциональный узел, состоящий из волоконного световода, в эластичной оболочке, с присоединительными элементами.

Наблюдательная система эндоскопа – части эндоскопа, предназначенные для формирования и передачи изображения объекта к наблюдателю (в жестком или гибком исполнении).

Разнообразие эндоскопов по конструкции и назначению требует определенной их классификации, которая осуществляется в соответствии с требованиями ГОСТ 23496 «Эндоскопы медицинские. Общие технические требования и методы испытаний» [9].

В зависимости от системы передачи изображения, эндоскопы подразделяют на следующие подгруппы:

- **эндоскопы с волоконной оптикой** – гибкие и жесткие эндоскопы, в оптической схеме которых используются гибкие волоконные световоды для передачи изображения. Необходимо их отличать от эндоскопов с волоконным световодом, в которых освещение наблюдаемого объекта создается световым потоком, передаваемым по волоконному световоду от источника света, установленного вне исследуемой области;

- **эндоскопы с линзовой оптикой** – эндоскопы, оптическая

наблюдательная система которых построена с применением линз;

- **эндоскопы тубусные** – простейшие эндоскопы, представляющие собой полую трубку, которая может быть снабжена лупой.

Для применения эндоскопа важное значение имеет исполнение его рабочей части, т.е. той части медицинского эндоскопа, которая предназначена для

введения в исследуемую область и имеет форму и размеры, соответствующие анатомическому каналу, по которому вводится эндоскоп.

В зависимости от конструкции рабочей части, эндоскопы делятся на следующие типы:

- **гибкие эндоскопы** – медицинские эндоскопы, рабочая часть которого может плавно изгибаться в определенных пределах;
- **жесткие эндоскопы** – медицинские эндоскопы, рабочая часть которого выполнена жесткой.

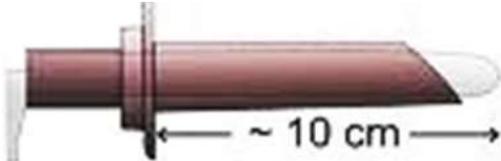
В зависимости от возраста пациентов, эндоскопы подразделяют на следующие виды:

- **эндоскопы для взрослых; - эндоскопы детские.**

Номенклатура эндоскопов достаточно обширна и зависит от области медицинского приложения, а также от цели медицинского вмешательства (диагностика, лечение, хирургия). В таблице 2.1 приведена классификация медицинских эндоскопов в зависимости от полости тела человека, для исследования которой он предназначен, при этом наименование вида эндоскопа образовано от принятого в медицине названия соответствующей полости [10].

Таблица 2.1 – Виды и назначение эндоскопов

Наименование эндоскопа	Определение
1	2

<p style="text-align: center;">Аминоскоп</p> 	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый через влагалище для исследования околоплодных вод при беременности</p>
<p style="text-align: center;">Ангиоскоп</p> 	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый во время операции через разрез стенки крупных кровеносных сосудов для исследования их внутренней поверхности</p>
<p style="text-align: center;">Аноскоп</p> 	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый через анальное отверстие для исследования и лечения заболеваний анального отверстия и начального отдела прямой кишки</p>
<p style="text-align: center;">Антроскоп</p> 	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый путем прокола стенки нижнего носового хода в верхнечелюстную пазуху для исследования и лечения ее заболеваний</p>

Продолжение таблицы 2.1

<p style="text-align: center;">Артроскоп</p>  An illustration showing a medical professional performing an arthroscopic procedure on a patient's knee. The knee is open, and a small incision is made. A thin, flexible arthroscopic tube is inserted into the joint. The tube is connected to a video camera system, which displays the internal view of the joint on a monitor. The surgeon uses specialized instruments to examine and treat the joint through the small incision.	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый путем прокола в полость коленного сустава для исследования и лечения его заболеваний</p>
<p style="text-align: center;">Бронхоскоп</p>  A photograph of a bronchoscope, a long, flexible endoscopic instrument used for examining the airways. It consists of a long, thin, flexible tube with a control handle at one end and a viewing head at the other. The viewing head has a lens and a light source. The tube is coiled and shown against a white background.	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый в трахею и бронхи для исследования их внутренней поверхности, лечения их заболеваний и удаления инородных тел</p>
<p style="text-align: center;">Бронхоэзофагоскоп</p>  A photograph of a bronchoesophagoscope, a long, flexible endoscopic instrument used for examining the airways and the esophagus. It consists of a long, thin, flexible tube with a control handle at one end and a viewing head at the other. The viewing head has a lens and a light source. The tube is coiled and shown against a white background.	<p>Медицинский эндоскоп, состоящий из набора тубусов, вводимых в трахею и бронхи, а также через гортаноглотку в пищевод для исследования их внутренней поверхности, лечения их заболеваний и удаления инородных тел</p>

Продолжение таблицы 2.1

<p data-bbox="379 271 646 309">Вентрикулоскоп</p>  Вентрикулоскоп — это медицинский эндоскоп с длинной тонкой трубкой и сложным металлическим корпусом на конце, который используется для доступа к мозговым желудочкам.	<p data-bbox="858 271 1428 544">Медицинский эндоскоп, вводимый во время операции при вскрытой полости черепа в мозговые желудочки для исследования и лечения их заболеваний</p>
<p data-bbox="421 685 608 723">Гастроскоп</p>  Гастроскоп — это медицинский эндоскоп с длинной гибкой трубкой, оснащенный камерой и осветительными приборами на кончике, используемый для осмотра желудка.	<p data-bbox="842 831 1444 1066">Медицинский эндоскоп, вводимый через гортаноглотку и пищевод в желудок для исследования и лечения его заболеваний</p>
<p data-bbox="411 1234 617 1272">Гистероскоп</p>  Гистероскоп — это медицинский эндоскоп с длинной трубкой и сложным механизмом на конце, который используется для осмотра полости матки.	<p data-bbox="850 1402 1449 1637">Медицинский эндоскоп, вводимый через влагалище в полость матки для исследования и лечения ее заболеваний</p>

Продолжение таблицы 2.1

Дуоденоскоп



Медицинский эндоскоп, вводимый через гортаноглотку, пищевод и желудок в двенадцатиперстную кишку для исследования и лечения ее заболеваний

Колоноскоп

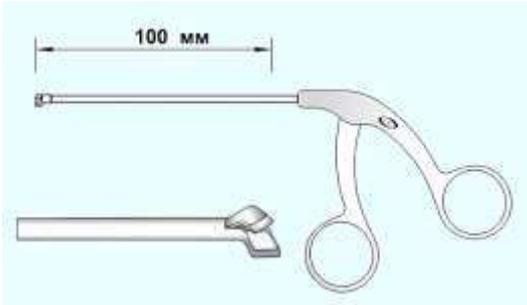


Медицинский эндоскоп, вводимый через анальное отверстие в толстый кишечник для исследования и лечения его заболеваний

Продолжение таблицы 2.1

<p style="text-align: center;">Лапароскоп</p> 	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый путем прокола брюшной стенки в брюшную полость для исследования и лечения ее органов</p>
<p style="text-align: center;">Ларингоскоп</p> 	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый в гортань для исследования и лечения заболеваний различных ее участков</p>
<p style="text-align: center;">Литотриптор-цистоскоп</p> 	<p>Цистоскоп, предназначенный для дробления камней в мочевом пузыре под визуальным контролем</p>

Продолжение таблицы 2.1

<p>Медиастиноскоп</p>  A mediastinoscope, a long, thin, metallic instrument with a handle at the top and a long shaft ending in a small lens or tip. It is supported by a stand with two long, thin legs.	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый оперативным путем при вскрытии грудной стенки в полость средостения для исследования и лечения заболеваний ее органов</p>
<p>Миелоскоп</p>  A myeloscope, a long, thin, metallic instrument with a handle at the top and a long shaft ending in a small lens or tip. It is supported by a stand with two long, thin legs.	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый путем прокола в спинномозговой канал для его исследования</p>
<p>Отосальпингоскоп</p>  An otalaryngoscope, a long, thin, metallic instrument with a handle at the top and a long shaft ending in a small lens or tip. A scale bar indicates a length of 100 mm. The handle has two large loops for grip.	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый по нижнему носовому ходу в носоглотку для исследования и лечения заболеваний слуховой трубы</p>

Продолжение таблицы 2.1

 <p>Отоскоп</p>	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый в наружный слуховой проход для исследования и лечения заболеваний слухового прохода и барабанной перепонки</p>
--------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

<p>Пиелоскоп</p> 	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый во время хирургической операции на верхних мочевых путях через разрез почки в ее лоханки для исследования и лечения их заболеваний</p>
 <p>Ректоскоп</p>	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый через анальное отверстие для исследования и лечения заболеваний прямой кишки и нижнего отдела Собразной (сигмовидной) кишки</p>

Продолжение таблицы 2.1

 <p>Риноскоп</p>	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый в полость носа для исследования и лечения ее заболеваний</p>
---------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------

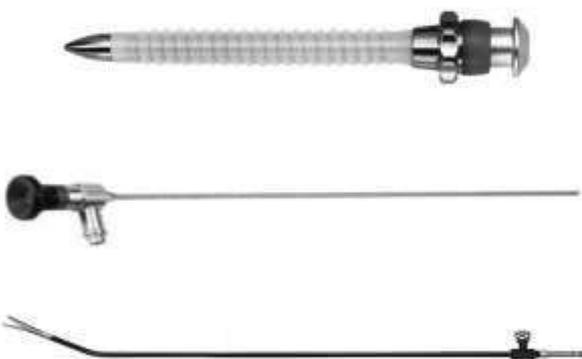
Продолжение таблицы 2.1



Сигмоидоскоп

Медицинский эндоскоп, вводимый через анальное отверстие и прямую кишку в S-образную (сигмовидную) кишку для исследования и лечения ее заболеваний

Продолжение таблицы 2.1

 <p>Торакоскоп</p>	<p>Медицинский эндоскоп, вводимый путем прокола грудной клетки для исследования и лечения заболеваний органов плевральной полости</p>
 <p>Уретероскоп</p>	<p>Медицинский эндоскоп, проводимый через цистоскоп для исследования и лечения заболеваний верхних мочевых путей</p>

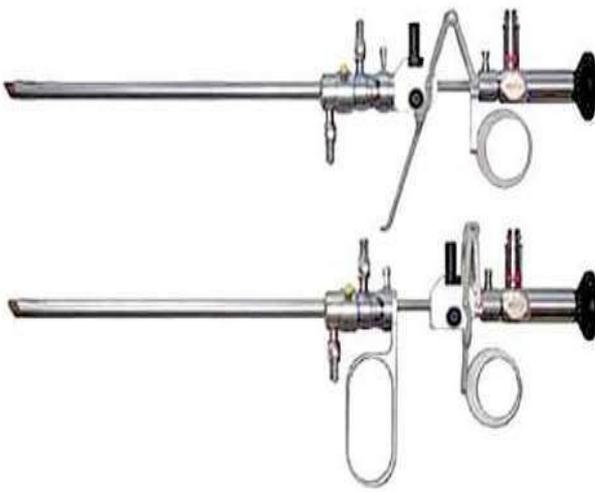
 <p data-bbox="399 571 638 604">Холедохоскоп</p>	<p data-bbox="853 190 1436 414">Медицинский эндоскоп, вводимый во время операции на желчных путях через разрез общего желчного протока для его исследования и лечения заболеваний</p>
<p data-bbox="399 627 638 660">Цервикоскоп</p> 	<p data-bbox="853 627 1436 862">Медицинский эндоскоп, вводимый через влагалище в канал шейки матки для исследования и лечения его заболеваний</p>

Продолжение таблицы 2.1



Цистоскоп

Медицинский эндоскоп, вводимый по мочеиспускательному каналу для исследования и лечения заболеваний мочевого пузыря и верхних мочевых путей

 <p data-bbox="327 696 710 741">Цистоскоп-резектоскоп</p>	<p data-bbox="858 300 1422 730">Цистоскоп, предназначенный для удаления опухолевых тканей при аденоме предстательной железы введением под визуальным контролем электропроводящей режущей петли, подключенной к генератору токов высокой частоты</p>
 <p data-bbox="411 1256 624 1301">Эзофагоскоп</p>	<p data-bbox="842 909 1433 1155">Медицинский эндоскоп, вводимый в пищевод для исследования внутренней поверхности и лечения его заболеваний</p>

2.2 Структура, устройство и принцип действия эндоскопических систем

2.2.1 Структура эндоскопических систем

Эндоскопическая аппаратура – это совокупность оптических, механических, электронных и светотехнических систем, объединенных в единый медицинский прибор. Блок-схема эндоскопа (рисунок 2.2), в общем случае, включает в себя следующие элементы: источник света 1, конденсор 2, волоконный световод 3, переходное устройство 4, светопроводящую систему 5, включая систему формирования пучка подсветки 6, объектив эндоскопа 7, систему передачи изображения 8, окуляр 9, фотоаппарат 10, запоминающее устройство 11, телевизионный объектив 12, телевизионную камеру 13, монитор

14. При этом позицией 16 отмечена изучаемая биологическая ткань, 15 – глаз наблюдателя. Элементы 1 – 6 образуют осветительное устройство, а 7– 14 – наблюдательную систему эндоскопа [10].

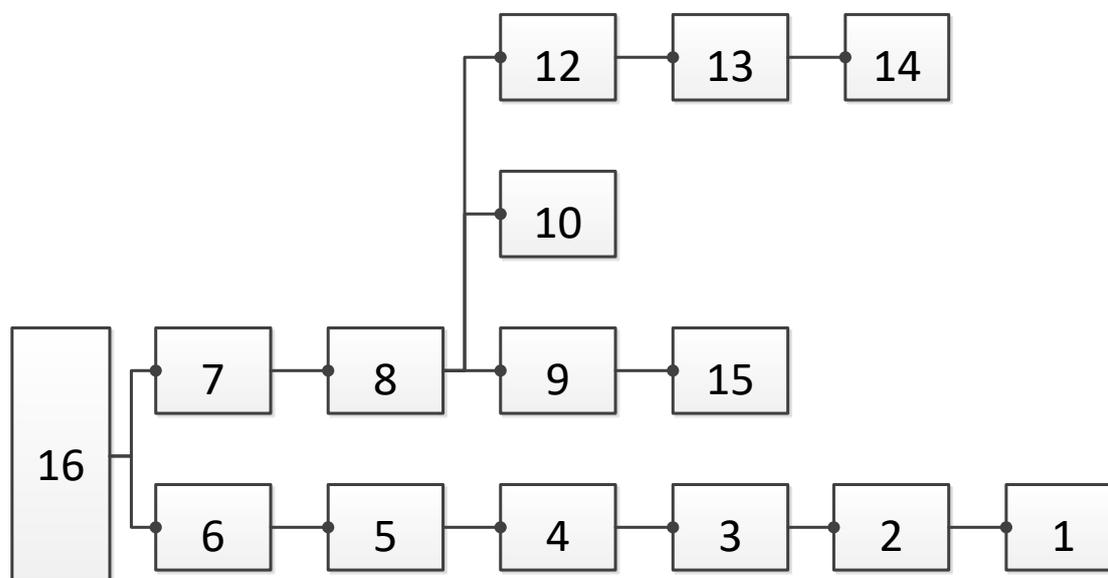


Рисунок 2.2 - Блок-схема оптической системы эндоскопа В

конкретной конструкции эндоскопа отдельные блоки могут отсутствовать, причем существуют различные варианты исполнения элементов схемы.

Современные эндоскопы состоят из управляемой дистальной части, гибкой средней части проксимально расположенной системы управления и окуляра, гибкого шнура световода для передачи «холодного» света от источника освещения на рабочую поверхность эндоскопа и волоконнооптической системы для передачи изображения. Подача воды, воздуха, аспирация содержимого органов осуществляется автоматически. В дистальной части эндоскопа располагаются концевое окно световода, объектив, отверстия каналов для инструментов, аспирации жидкости и сопло канала «вода/воздух». У бронхоскопов, холедохоскопов и венстрикулоскопов система подачи «вода/воздух» отсутствует. Благодаря эластичности и подвижности дистального конца эндоскопа, управляемому перемещению его в одной или двух плоскостях, становится возможным осуществлять не только тщательный осмотр поверхности

полых органов, но и выполнять прицельную биопсию из патологических образований.

Назначение эндоскопа определяет его длину, наружный диаметр, количество и диаметр инструментальных каналов, расположение оптики (боковая, скошенная, торцевая), наличие элеваторов, системы подачи «вода/воздух», диаметр и количество биопсийных каналов и др.

2.2.2 Устройство эндоскопических систем

Эндоскопы – оптические медицинские приборы с цилиндрическими линзами являются предметами многоразового использования, состоящий из:

- окуляра;
- разъема для световода с навинченными адаптерами для световодов других изготовителей;
- защитной трубки из нержавеющей материала, покрывающей систему цилиндрических линз;
- встроенного световода из стекловолокна.

Жесткие эндоскопы поставляются в виде наборов компонентов. Минимальный комплект поставки содержит жесткие оптические трубки, троакары, осветитель и набор инструментов для диагностики и проведения терапевтических процедур или хирургических операций.

Жесткие эндоскопы подразделяют на две большие группы, одна из которых предназначена для погружения в полость тела через естественные отверстия, а вторая группа, называемая лапароскопами, – через один или несколько проколов. К лапароскопам традиционно относят только те эндоскопы, которые предназначены для исследований брюшной полости. При этом, несмотря на отсутствие принципиальных конструктивных отличий, лапароскопам часто присваивают специальные названия в зависимости от исследуемой полости (синускопы, нефроскопы, пельвископы и т.д.).

Лапароскопы, как правило, представляют собой наборы инструментов, в минимальный комплект поставки которых входят стилеты, троакары, оптические трубки (в данном случае называемые лапароскопами), инсуфлятор, осветитель и набор инструментов для диагностики и проведения терапевтических процедур.

Троакары (рисунок 2.3) различны по устройству и размерам. Они предназначены для обеспечения доступа к операционному полю и создания операционного пространства. Представляют собой полые трубки, содержащие один или несколько каналов различного назначения: оптический канал, канал для закачки газов или жидкости, инструментальный канал и др. В зависимости от назначения каналов, троакар может содержать фиксаторы для оптических трубок, один или несколько каналов для управления газовыми или жидкостными потоками, адаптеры для подсоединения различных инструментов и т.д. Наружная поверхность троакаров может быть круглой и некруглой (эллиптической, овальной и др.)



Рисунок 2.3 - Троакар



Рисунок 2.4 - Троакар со стилетом (лапароскоп)

Для прокола стенок полостей внутрь троакарной трубки вставляют стилет (рисунок 2.4) – инструмент для выполнения прокола (пункции). В зависимости от конструктивного исполнения, диктуемого назначением, они могут иметь различную форму рабочего конца: пирамидальную (трех- или четырехгранную)

и коническую [10]. Системы троакаров и принадлежностей к ним представлены на рисунке 2.5.

В комплект поставки могут входить несколько троакаров, отличающихся друг от друга не только конструктивными признаками, но и линейными параметрами, а также несколько оптических трубок, отличающихся направлением обзора.

Жесткие эндоскопы снабжаются набором специфических инструментов и соответствующих аппаратов. Кроме них, эндоскопический набор может дополнительно включать видеокамеру с выходом на стандартный монитор или видеоманитофон, насос для аспирации (отсоса) и ирригации (накачки).

Эндоскопы сконструированы таким образом, что оперативное вмешательство для пациента остается менее травмирующим. Каждый год эти приборы проходят проверку в ходе сотен тысяч обследований пациентов. Оптические приборы намного чувствительнее инструментов, обычно применяемых в медицине. Поэтому они требуют бережного обращения и проверки на правильность функционирования или на наличие признаков повреждений перед и после каждого применения на пациенте. Неправильное обращение и использование инструмента может привести к повреждениям ткани, возникновению инфекций или поломке инструмента. Рассмотрим структуру эндоскопического оборудования на примере жестких эндоскопов компании KARL STORZ (рисунки 2.6 -2.10).

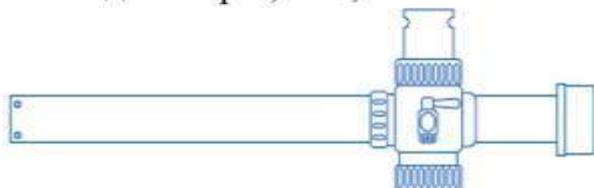
Гильза троакара с автоматическим клапаном диаметр 5,5-12,5 мм



Обтуратор (стилет) диаметр 5,5-12,5 мм



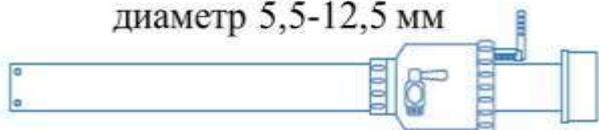
Гильза троакара с плунжерным клапаном диаметр 5,5-12,5 мм



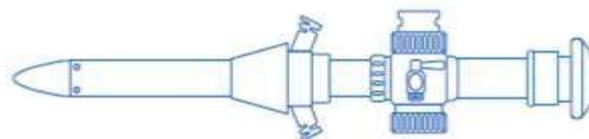
Конус Фиксатор троакара



Гильза троакара с управляемым вручную запорным клапаном диаметр 5,5-12,5 мм



Троакар в сборе



пирамидальным наконечником диаметр 5,5-12,5 мм



диаметр 5,5-12,5 мм



Стилет троакара с Конический диаметр 5,5-12,5 мм



Игла Вереша для инсуффляции диаметр 2.0 мм, длина 80-200 мм



Троакар с автоматическим защитным механизмом наконечника диаметр 5,5-12,5 мм

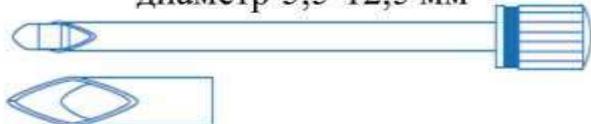


Рисунок 2.5 - Системы троакаров и принадлежностей

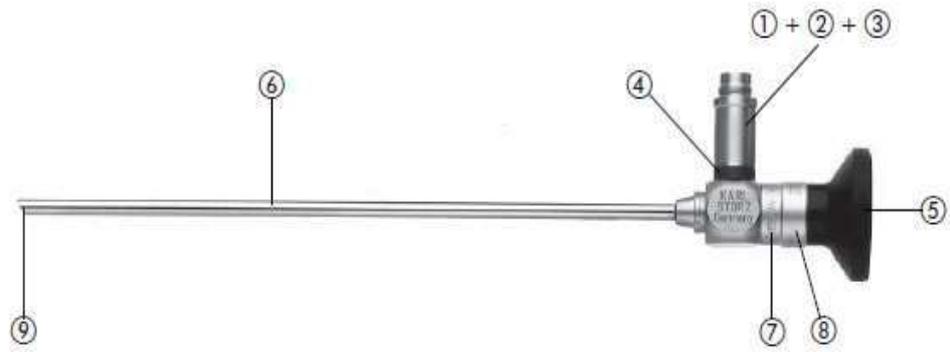


Рисунок 2.6– Внешний вид эндоскопа KARL STORZ

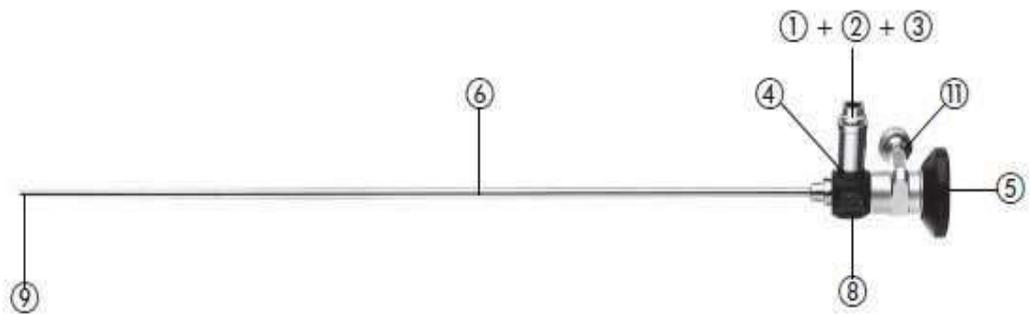


Рисунок 2.7 – Внешний вид эндоскопа KARL STORZ с окулярным передвижным механизмом

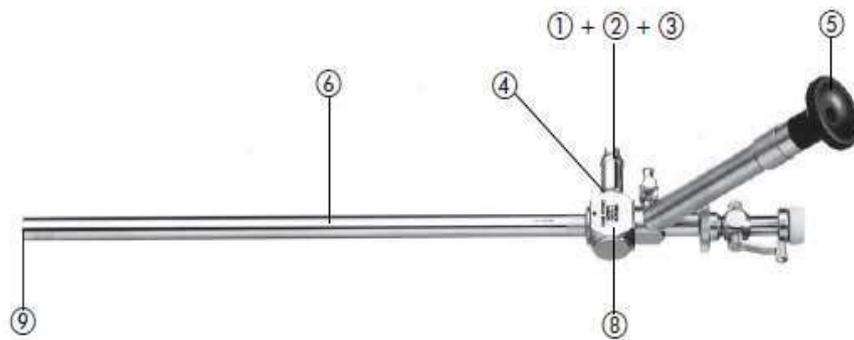


Рисунок 2.8 - Внешний вид эндоскопа KARL STORZ с рабочим каналом

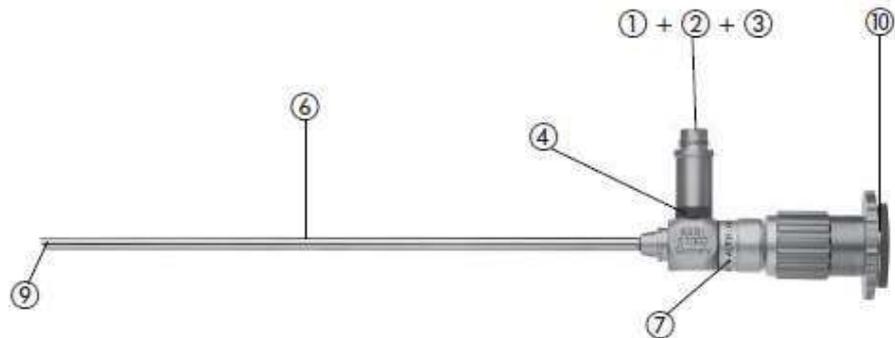


Рисунок 2.9 - Внешний вид эндоскопа KARL STORZ с разъемом C-mount

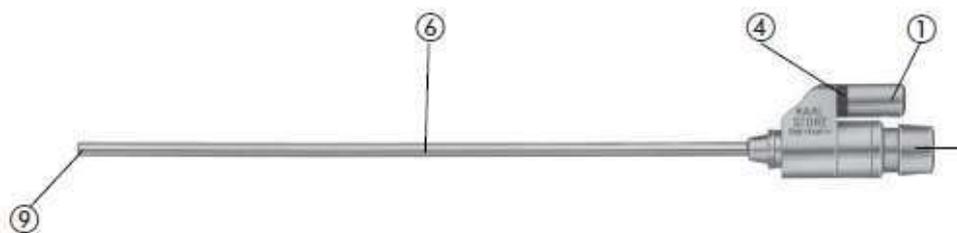


Рисунок 2.10 - Внешний вид эндоскопа KARL STORZ с разъемом DCI

На рисунках 2.6 - 2.10 цифрами показаны следующие системы эндоскопа:

1 – адаптер для световода, отвинчиваемый, совместимый с приборами марок KARL STORZ, Olympus/Winter и Ibe;

2 – адаптер для световода, отвинчиваемый, совместимый с приборами марки Wolf (9-мм штекерное соединение);

3 – штуцер для световода, без адаптера, совместимый с приборами марок ACM, Eder и Zimmer (7,5-мм штекерное соединение);

4 – кольцо кодирования цвета для направления обзора оптики (рисунок 2.11):

– зеленый = 0 градусов;

– черный = 12 градусов/45 градусов; – красный = 30 градусов, фронтально;

– желтый = 70 градусов, латерально;

– синий = 90 градусов, латерально;

– белый = 120 градусов, ретроспективно.

5 – окуляр;

6 – защитная трубка;

7 – маркировочное кольцо «Autoklav» ;

8 – обозначение типа и направления обзора оптики.

Соответствующие буквенные сокращения после обозначения типа означают:

- A = 0/6 градусов, прямо;
- B = 30 градусов, фронтально;
- C = 70 градусов, латерально;
- D = 90 градусов, латерально;
- E = 120 градусов, ретроспективно;
- F = 12 градусов/45 градусов;

Следующая далее буква W (при наличии) означает широкий угол;

- 9 – объектив и дистальный выход световода;
- 10 – разъем C-Mount;
- 11 – фокусирующее колесо для окулярного передвижного механизма

оптики;

- 12 – разъем DCI;

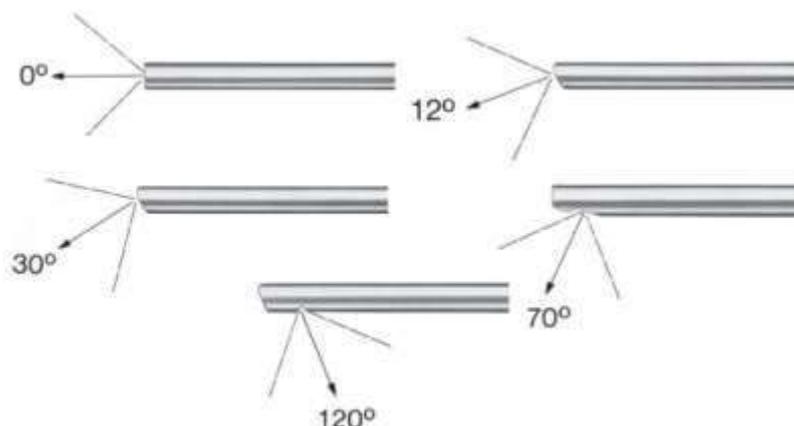


Рисунок 2.11 – Направление обзора эндоскопов

Одним из перспективных направлений разработки компании KARL STORZ является эндоскопическая система «эндохамелеон» (EndoCAMeleon) — это эндоскопическая система со специальной оптикой, которая благодаря качающейся призме позволяет устанавливать угол обзора от 0° до 120° при проведении эндоскопических исследований и операций. Внешний вид и пояснения работы эндоскопа показаны на рисунках 2.12 и 2.13. Этот инструмент применяется в лапароскопии, гинекологии, урологии, педиатрии и торакокопии

для освещения и наблюдения за операционным полем. Вращение регулировочного кольца 2 (рисунок 2.13) в направлении одной из следующих стрелок дает возможность поворачиваться качающейся призме 3, по нанесенным обозначениям угла 4. Данные инструменты можно стерилизовать паром при температуре до $134\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 3\text{ }^{\circ}\text{C}$. В собранном виде инструмент можно стерилизовать фракционированным форвакуумным методом. По окончании процесса стерилизации охлаждают емкость до комнатной температуры. Нельзя очищать оптику этого устройства с помощью ультразвука или физиологического раствора.



Рисунок 2.12 – Внешний вид эндоскопа KARL STORZ

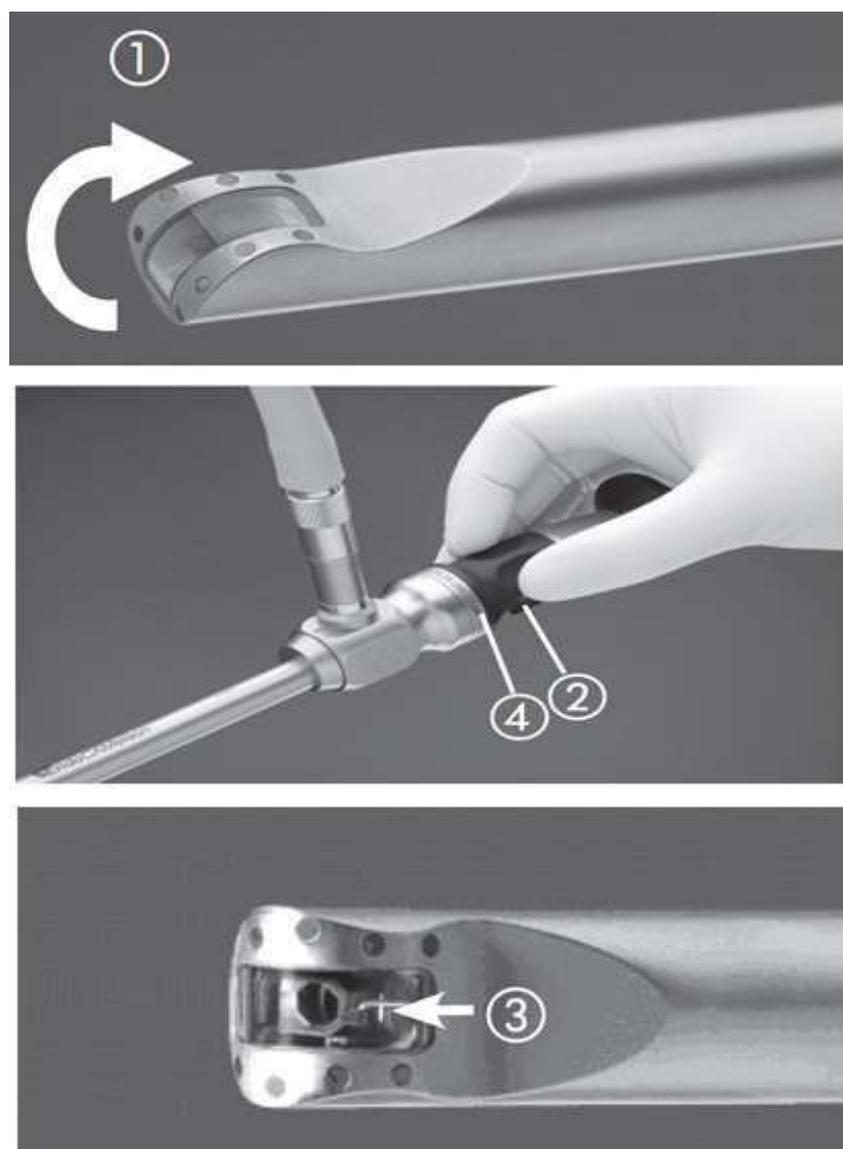


Рисунок 2.13 – Эндохамелеон KARL STORZ в работе

2.2.3 Ректоскоп с волоконным светодiodом

Ректоскопы с волоконными световодами Ре-ВС-3 и Ре-ВС-5 предназначены для диагностики заболеваний прямой и нижнего отдела сигмовидной кишок. Применяется в хирургических, терапевтических, инфекционных отделениях больниц и детских лечебных учреждений, а также в кабинетах поликлиник.

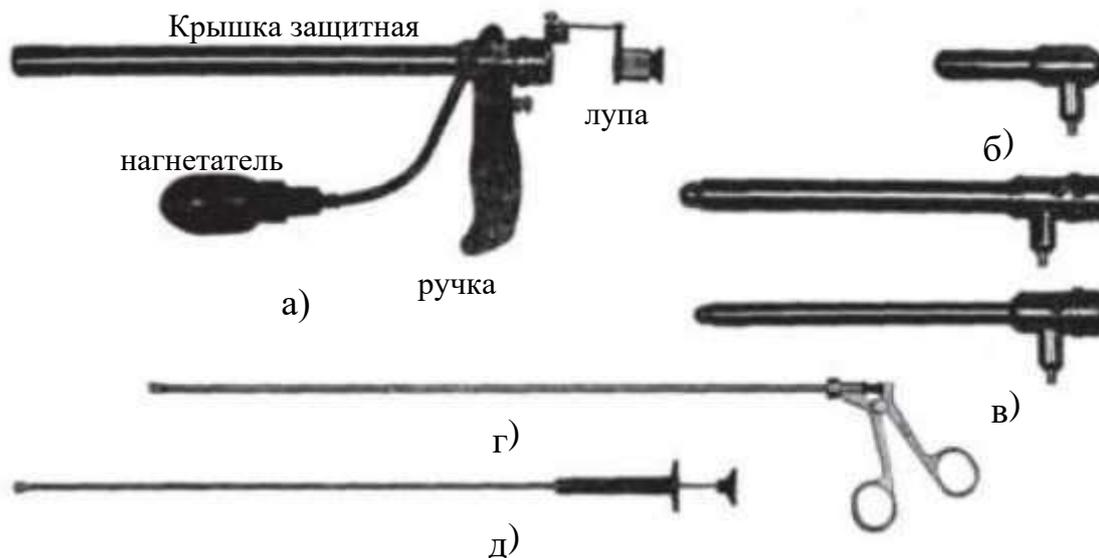
Ректоскопы поставляются с осветителями ОС-150-01М ТУ 64-1-3515-81, ОС-150-03 ТУ 9442-058-17493159-95 , ОВС-1 ТУ 3-3.1383-84, а также без них.

Видимое увеличение лупы для объекта, расположенного на расстоянии 300 мм от ее объектива - не менее 2. Лупа обеспечивает получение резкого изображения объекта, находящегося на расстоянии 10 мм от дистального торца тубусов всех длин при наблюдении глазом с аметропией в пределах ± 5 м'1.

Освещенность поля зрения на расстоянии 25 мм от торца волоконного световода тубусов при передаче света от осветителя типа ОС-150-01М через световой кабель диаметром 5 мм, не менее 10000-20000 лк.

Основным отличием ректоскопов с волоконными световодами является метод освещения исследуемого объекта. Освещение осуществляется от осветителя через гибкий световой кабель диаметром 5 мм и далее через стекловолокно, вмонтированное в каждый ректоскопический тубус. Основными узлами ректоскопов являются: тубусы с obturаторами, ручка; лупа, защитная крышка и инструменты для хирургических манипуляций в соответствии с рисунком 2.14. К числу основных узлов ректоскопов для взрослых относится также аноскоп.

Тубусы, входящие в комплект ректоскопов, различаются по размерам (диаметру и длине). Конструкция всех тубусов одинаковая. Каждый из них состоит из наружной и внутренней трубок, между которыми располагается стекловолокно. На дистальном торце стекловолокно имеет вид светящегося кольца. На проксимальном конце тубусов имеется замок для крепления сменных узлов (obturатора, защитной крышки, насадки). На наружной поверхности тубусов, кроме короткого (проктоскопа), имеются риски с цифрами для определения глубины введения в исследуемую полость.



а) Ректоскоп в сборе (20 мм, длиной 30 см); б) anosкоп; в) тубусы с obtураторами;
г) щипцы для биопсии большие; д) ватодержатель

Рисунок 2.14 - Узлы ректоскопов и инструменты для хирургии

В отличие от тубусов anosкоп заканчивается оливообразным наконечником, заменяющим наконечник obtуратора. Внутри наконечника расположено наклонное зеркало; на боковой поверхности наконечника напротив зеркала имеется отверстие. С помощью зеркала и отверстия происходит освещение исследуемого объекта, а также его наблюдение в отраженном свете.

Obтураторы (стилусы) служат для обеспечения безопасного введения тубусов в прямую кишку и для предохранения их от загрязнения в процессе введения. Obтуратор заканчивается оливообразным наконечником (оливой), имеющим паз для прохождения воздуха.

Каждый тубус укомплектован obtуратором соответствующей длины и диаметра. Для удобства работы с тубусами и anosкопом в наборе ректоскопов имеется ручка, на которой с помощью винта можно закрепить каждый из указанных узлов. Исследование можно производить как с ручкой, так и на нее.

Защитная крышка обеспечивает герметизацию ректоскопа и предохраняет врача от попадания возможных выделений через тубусы в процессе исследования.

Насадка отличается от защитной крышки наличием оливы с резиновым колпачком, через который вводятся инструменты, за исключением больших щипцов для биопсии, ватодержателей и щетки. Этими щипцами, ватодержателями и щеткой работают при снятой насадке.

Лупа служит для детального осмотра объекта, расположенного у дистального конца тубуса. Она имеет диоптрийную наводку. Лупа крепится на защитной крышке.

Инструменты ректоскопов имеют жесткую конструкцию. Биопсийные ложкообразные и зубчатые щипцы отличаются конструктивно только формой захватывающих губок. Большие щипцы для биопсии предназначены для выкусывания более плотных участков ткани и имеют, соответственно, большее сечение. Щетка предназначена для взятия соскоба. Коагулятор служит для коагулирования тканей токами высокой частоты. Он представляет собой гибкий электрод, на который надета металлическая трубка. Рабочий конец электрода заканчивается наконечником. На другом конце имеется контакт для присоединения к высокочастотному генератору с помощью соединительного шнура, имеющего в комплекте ректоскопов. В качестве генератора токов высокой частоты могут использоваться аппараты для диатермокоагуляции моделей УДЛ-200, УДЛ-350 и ЭН-57.

Ватодержатель предназначен для удаления слизи и секрета. Захват и удержание ватных тампонов осуществляется трехлепестковой цангой на рабочем конце ватодержателя. Цанга жестко связана со стержнем, который нажатием пальца выдвигается из металлической трубки - при этом происходит раскрытие

цанги. Для удобства перемещения стержня на его конце имеется кнопка с углублением для пальца.

Пневматический нагнетатель служит для нагнетания в исследуемую полость. Он представляет собой резиновый баллон, соединенный с тубусом.

Ректоскопы с волоконными световодами работают с осветителями ОС150-01-М ("Красногвардеец"), ОС-150-03 ("ВНИИМП-ВИТА"), ОВС-1 ("Рубин"). Их можно также подключать к осветителю типа "Проектор" производства Германии.

Особенности эксплуатации ретроскопа:

- ректоскопы должны работать при подключении к осветителю с помощью входящего в комплект осветителя светового кабеля диаметром 5 мм;
- во избежание поломки большие биопсийные щипцы следует вводить в тубус без насадки;
- ввиду малого сечения тубуса диаметром 15 мм взятие биопсии большими щипцами при работе этим тубусом невозможно.

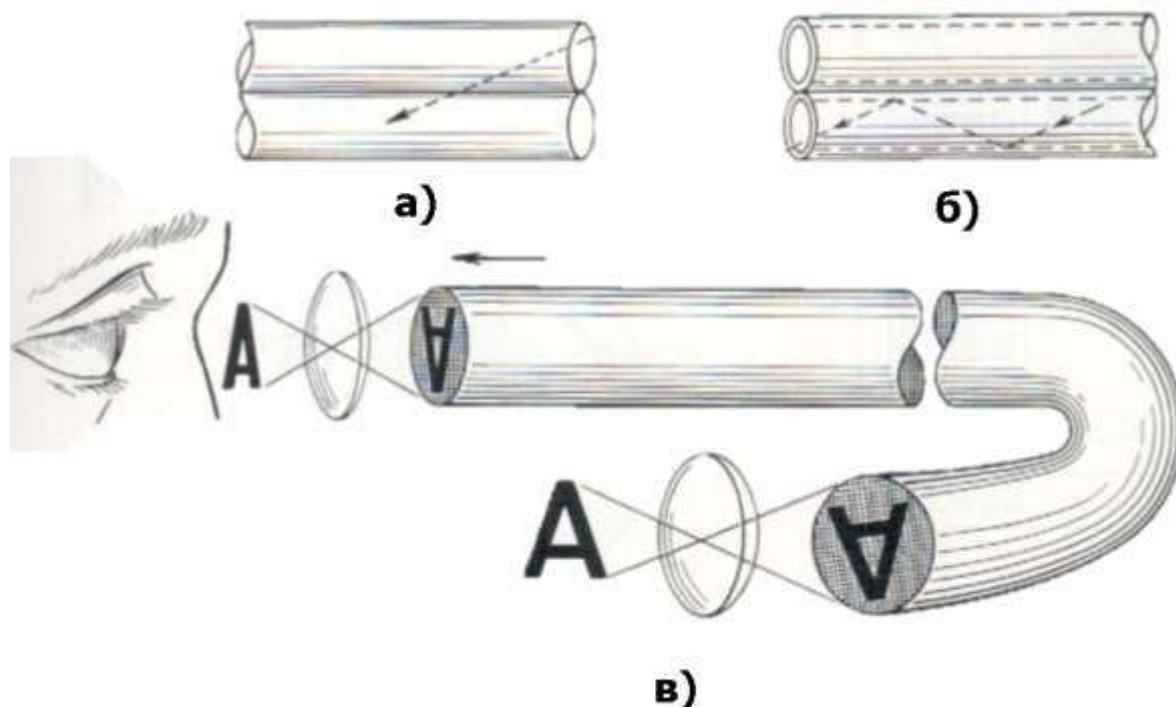
Подготовка к работе:

- присоединить один конец светового кабеля 05 мм к осветителю типа ОС-150-01-М. Второй его конец присоединить к выбранному тубусу.
- при работе с ручкой до присоединения кабеля к тубусу пропустить его предварительно через отверстие в ручке, ручку закрепить на тубусе;
- ввести в тубус соответствующий obturator и закрепить его;
- смазать конец тубуса и выступающую часть obturator вазелином.

2.2.4 Принцип действия гибких эндоскопических систем

Рассмотрим на примере устройство и принцип действия эндоскопических систем. Принцип передачи света по волокну-световоду диаметром несколько десятков микрон заключается в его полном внутреннем отражении: луч света, попавший на конец длинного волокна, последовательно отражается от его внутренних стенок и полностью выходит на противоположном конце.

Светопередача осуществляется при любом изгибе волокна, как это показано на рисунке 2.15.

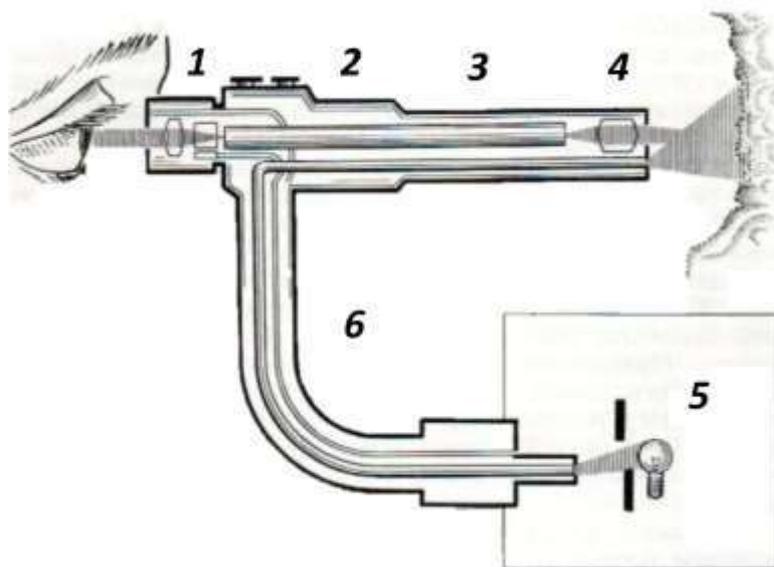


а) в пучке стекловолокон с одинаковым коэффициентом преломления изображение не передается из-за потерь света; б) в стекловолокнах с изолирующим покрытием свет отражается от стенок и распространяется вдоль волокна; в) - изображение объекта в эндоскопе передается множеством стекловолокон и на его качество не влияют изгибы эндоскопа.

Рисунок 2.15 – Принцип передачи света по волокну-световоду

Для того чтобы исключить потери света и улучшить его отражение от стенок, каждое волокно покрывают слоем стекла с низким показателем преломления. Отдельное волокно передает изображение одной точки объекта. Волокна складывают в жгуты, из них формируют волоконно-оптическую систему эндоскопа, которую покрывают защитной оболочкой и размещают внутри гибкого тубуса. Эндоскопы должны быть гибкими, подвижными, с управляемым дистальным концом, хорошо передавать свет (яркое освещение объекта) и давать цветное изображение, иметь инструментальный канал [6]. Эндоскоп, представленный на рисунке 2.16, состоит из управляемой дистальной

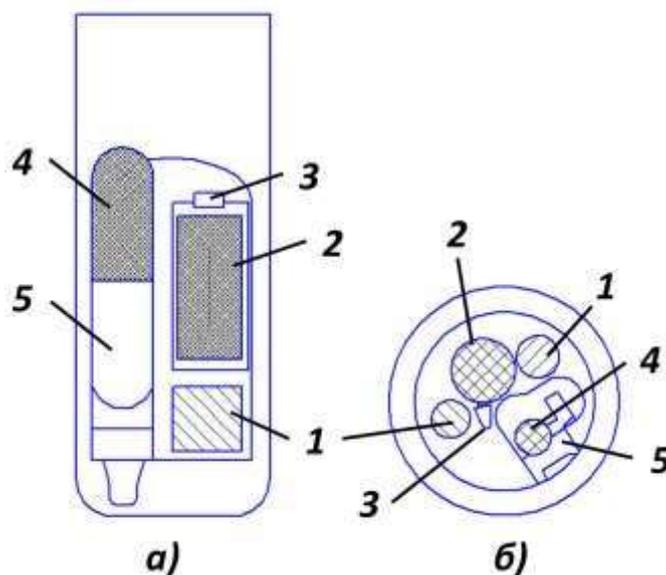
головки, гибкой средней части, проксимально расположенных системы управления и окуляра, гибкого шнура-световода для передачи света от источника к эндоскопу.



1 - окуляр; 2 - блок управления; 3 - гибкая часть; 4 - дистальный управляемый конец; 5 - источник света; 6 – световод

Рисунок 2.16 – Устройство эндоскопа

На дистальной части (головке) эндоскопа (рисунок 2.17) располагаются концевое окно световода, объектив, отверстия каналов для введения инструментов, аспирации жидкости и пнсuffляции воздуха. Расположение оптики может быть боковым, скошенным и торцевым.



1 - световод; 2 – объектив ; 3 – выходное отверстие воды и воздуха; 4 – всасывающий и инструментальный канал; 5 –подъемник щипцов Рисунок

2.17– Дистальная часть эндоскопа с боковым (а) и торцевым (б) расположением оптики

Подвижность дистального конца эндоскопа и управляемое перемещение его в одной и двух плоскостях обеспечивают прицельный осмотр и биопсию. Управлять эндоскопом можно одной рукой, освобождая другую для проведения манипуляций. Видеосъемку и фотографирование можно проводить с помощью соответствующего оборудования, присоединенного к окуляру, который не мешает выполнять сложные операции.

Важным достижением современной оптики является возможность получать при эндоскопии изображения объектов, увеличенные в 10—35 раз и более, и производить фокусировку с расстояния от 2,5 мм до бесконечности. В результате повышается разрешающая способность эндоскопов и улучшается качество диагностики, что имеет особое значение в онкологии. В связи с созданием волоконной оптики значительно изменилась конструкция и улучшилось качество жестких эндоскопов.

Обеспечение хорошей освещенности объекта, холодный свет, возможность стерилизовать эндоскоп, – расширили применение ланаро-, торако-, кульдо-, цистоскопии и др. с диагностической и лечебной целями. Более того, возникли новые виды исследований — цефало- и артроскопию. В настоящее время эндоскопия вышла далеко за рамки «осмотра», понятие «эндоскопия» стало значительно шире. Это связано не только с возросшими техническими возможностями эндоскопов, но и в равной степени с созданием специального инструментария (рисунок 2.5): разнообразных щипцов для биопсии, цитологических щеток, захватов, ножниц, катетеров, кюреток, игл, петель, диатермических электродов и резцов, с помощью которых можно выполнять разнообразные диагностические и лечебные вмешательства.

Гастроинтестинальные эндоскопы применяют для осмотра верхнего отдела желудочно-кишечного тракта (рисунки 2.18 и 2.19). Эти эндоскопы различаются в основном по расположению оптики на дистальном конце прибора: торцевое, косое, боковое. Изгиб дистальной части осуществляется в 2 плоскостях. Преимущество эндоскопов с торцевой оптикой заключается в том, что с их помощью можно последовательно осмотреть пищевод, желудок и двенадцатиперстную кишку. Созданы специальные модели двухканальных (операционных) гастроскопов, предназначенных для лечебных манипуляций.



Рисунок 2.18 – Внешний вид гастроинтестинального эндоскопа Olympus (Япония)



Рисунок 2.19 – Устройство конца и углы изгиба гастроинтестинального эндоскопа Olympus (Япония)

Колоноскопы (рисунок 2.20) можно условно разделить на диагностические и операционные. Первые различаются по длине рабочей части:

- короткие 105-110 см;

- средние 135-145 см;
- длинные 165-175 см.

Короткие эндоскопы предназначены для осмотра только левой половины толстой кишки, средние и длинные - для тотальной колоноскопии.



Рисунок 2.20 – Внешний вид колоноскопа

Дуоденоскопы (рисунок 2.21) применяются для детального осмотра стенок двенадцатиперстной кишки и манипуляций на большом дуоденальном сосочке. С их помощью выполняют эндоскопическую ретроградную холангиопанкреатографию и эндоскопическую папиллосфинктеротомию для диагностики и лечения заболеваний желчных и панкреатических протоков. Эндоскоп имеет боковую оптику и специальный подъемник элеватор для инструментов в дистальной части инструментального канала.



Рисунок 2.21 – Внешний вид дуоденоскопа

Бронхоскопы (рисунок 2.22) предназначены для осмотра гортани, трахеи, долевых, сегментарных и субсегментарных бронхов, проведения диагностических и лечебных манипуляций (биопсии, санации, удаления инородных тел и др.). Современные бронхоскопы имеют длину вводимой части 60 см и наружный диаметр от 3 до 6 мм. Диаметр инструментального канала различных моделей колеблется от 1,2 до 2,6 мм. Изгиб дистальной части эндоскопа производится только в одной плоскости. Канал подачи воды и воздуха отсутствует.



Рисунок 2.22 – Внешний вид бронхоскопа

Холедохоскопы (рисунки 2.23 2.24 и 2.25) представляют собой гибкий эндоскоп с торцевой оптикой. Дистальный конец эндоскопа изгибается под углом 60 град. в двух направлениях. Имеется инструментальный канал диаметром 1,2-1,8 мм. Холедохоскопия производится интраоперационно во время вмешательств на брюшной полости. С помощью холедохоскопа можно осмотреть желчевыводящие пути, провести ревизию протоков, при необходимости выполнить биопсию, а с помощью специальных корзинок или баллонных обтураторов извлечь конкременты.



Рисунок 2.23 – Внешний вид холедофиброскопа Pentax (Япония)

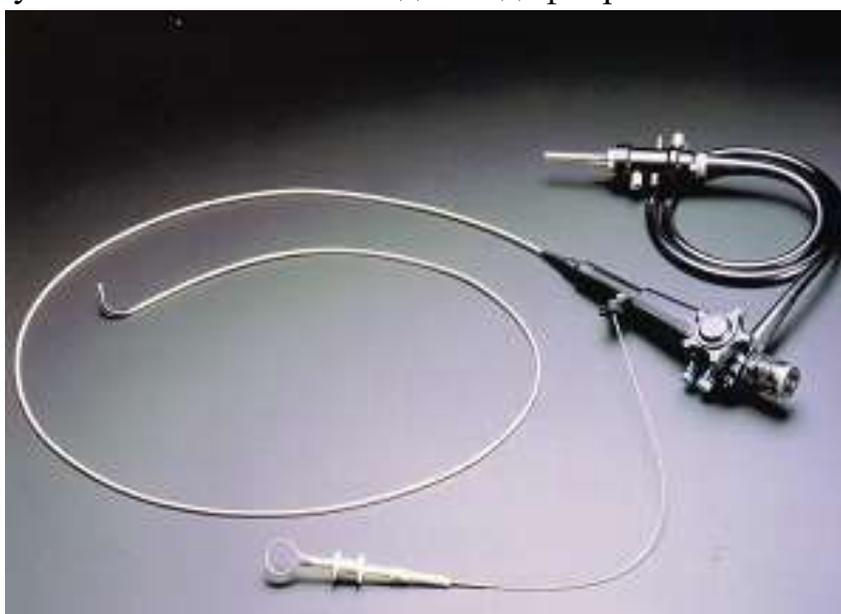


Рисунок 2.24 – Внешний вид холедофиброскопа Olympus (Япония)



Рисунок 2.25 – Устройство дистальный конца и углы изгиба холедофиброскопа Olympus (Япония)

Мазабббископы - модели аппаратов, состоящие из двух эндоскопов основного (маза) и дочернего (бббб) скопа, вводимого в инструментальный канал мазаскопа. Такие модели эндоскопов позволяют производить ретроградную дуоденохоледохоскопию через большой дуоденальный сосочек.

Еюноскопы - сверхдлинные фиброэндоскопы, предназначенные для осмотра тощей и подвздошной кишки (интестиноскопия).

Риноларингоскопы используются для осмотра гортаноглотки и носовых ходов.

Цистоскопы применяются для осмотра и проведения манипуляций в полости мочевого пузыря и уретры. Цистоскопия (от греч. kystis мочевого пузырь + skopeo исследовать) - метод исследования внутренней поверхности мочевого пузыря посредством эндоскопа - цистоскопа. Цистоскоп, в зависимости от требуемых манипуляций, может быть диагностический или операционный.

Так же существуют различные комплектации цистоскопа (цистоскоп смотровой, цистоуретроскоп резектоскоп, уретерореноскоп, катетеризационный цистоскоп), включающие дополнительное оборудование и инструментарий (щипцы биопсийные, захватывающие щипцы, ножницы и т.д.)

Вентрикулофиброскопы служат для интраоперационного исследования желудочковой системы головного мозга.

Ангиокардиоскопы применяются для осмотра и ревизии внутренней поверхности магистральных артерий и вен. Эта манипуляция производится интраоперационно в условиях выключенного кровотока.

2.3 Видеоэндоскопы

Видеоэндоскопы – это новое поколение гибких эндоскопов, принципиально отличающееся от фиброэндоскопов.

Основным отличием является размещение на дистальном конце эндоскопа микровидеокамеры взамен линзы, вследствие чего вместо хрупкого фибростекловолокна в коже рабочей части эндоскопа стал размещаться телевизионный кабель, проводящий сигнал к экрану монитора. Преимущества использования видеоэндоскопов состоят в следующем:

- более высокая разрешающая способность с четким, увеличенным в десятки раз изображением эндоскопической картины;
- возможность записи получаемого видеосигнала в цифровом формате;
- благодаря отображению эндоскопической картины на телеэкране появилась возможность участвовать в проведении эндоскопических исследований и операций ассистентов, что позволяет более интенсивно внедрять новые технологии, требующие работы в 4 руки;
- более высокая надежность, долговечность.

2.4 Эндоультразвуковые эндоскопы

2.4.1 Конфокальная эндомикроскопическая система

В последние годы все большее развитие получает эндоскопическая ультрасонография (ЭУС) органов брюшной и грудной полости, выполняемая с помощью ультразвуковых эндоскопических систем (рисунок 2.26).

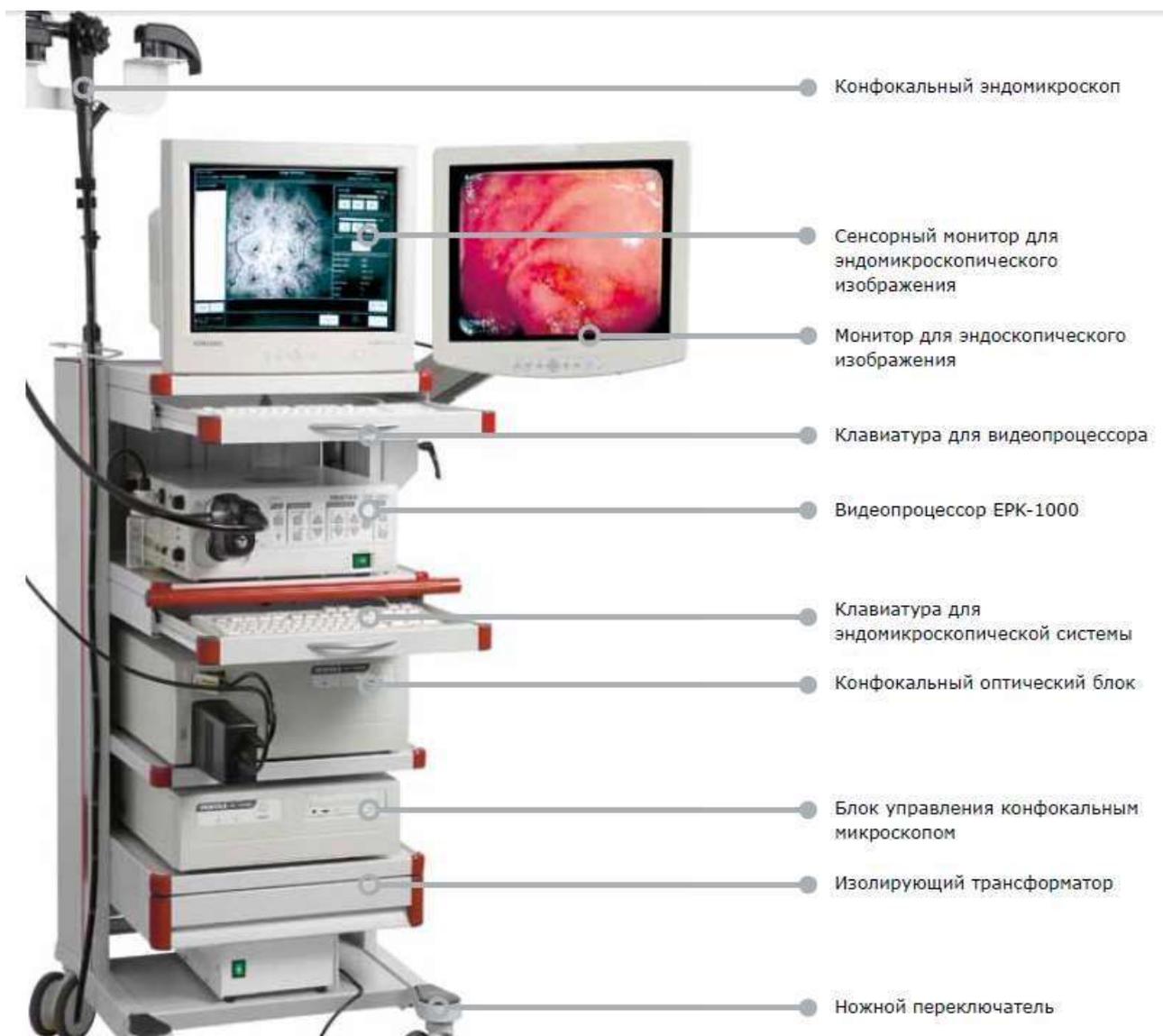


Рисунок 2.26 – Внешний вид конфокальной эндомикроскопической системы Pentax (Япония)

Конструктивной особенностью таких аппаратов является наличие сканирующего устройства на конце эндоскопа, позволяющего производить ультразвуковое исследование не только структур полых органов, но и подлежащих к ним органов и тканей (рисунки 2.27, 2.28).



Рисунок 2.27 – Внешний вид конвексного ультразвукового видеогастроскопа с инструментальным каналом 3,2 мм, Pentax (Япония)



Рисунок 2.28 – Внешний вид радиального ультразвукового видеогастроскопа с инструментальным каналом 2,4 мм, Pentax (Япония)

Получаемая ультразвуковая картина дает возможность определить патологические изменения в органах и тканях, недоступных для трансабдоминальных методов УЗ-исследования. Благодаря ЭУС можно визуализировать подслизистые опухоли пищеварительного тракта, степень инвазии злокачественных образований, определить распространенность лимфорегионального метастазирования, причину экстраорганной компрессии.

С помощью эндоскопов появилась возможность получать качественные ультразвуковые картинки за счет установленного миниатюрного ультразвукового датчика на конце эндоскопа, отличное эндоскопическое изображение, показанное на рисунке 2.29, которое позволяет выявить точное определение проникновения опухоли в подслизистый слой, исследовать поджелудочную железу и билиарные пути, проводить сонографию протоков.

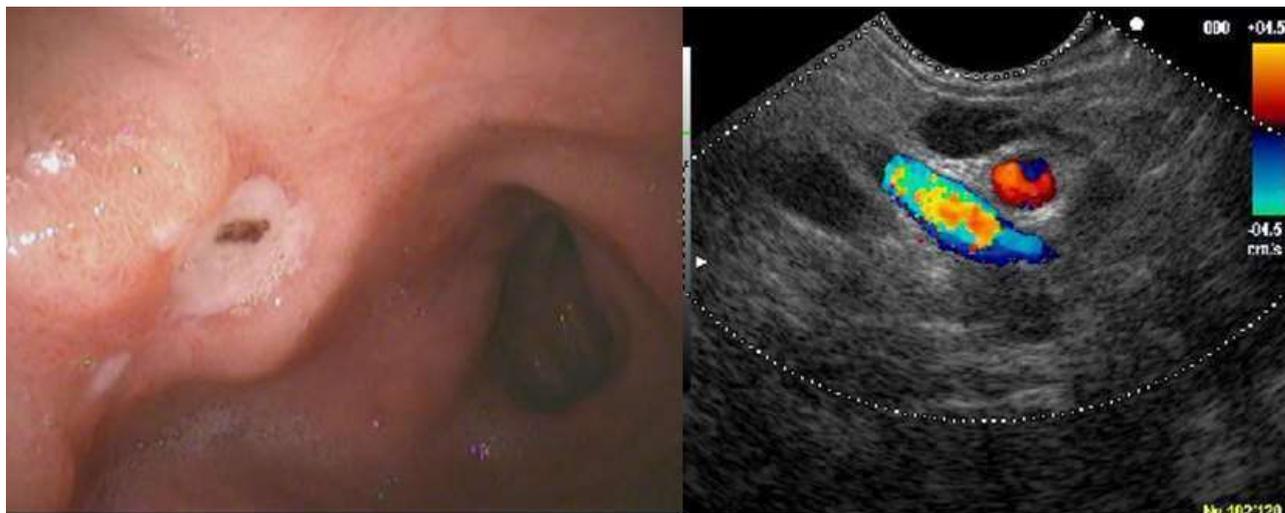


Рисунок 2.29 –Эндоскопическое и ультразвуковое исследование видеогастроскопа Pentax (Япония)

Широкий рабочий канал, наличие элеватора, совместимость с видеопроцессором раскрывает новые возможности эндоскопии в современной медицине. Видеоэндоскопы разделяются на: радиальные и конвексные. Угол обзора радиальных видеоэндоскопов составляет 120 град, конвексных 360 град (рисунок 2.30). Устройство дистального конца радиального и конвексного эндоскопов представлены на рисунке 2.31.

В таблице 2.2 представлены технические характеристики ультразвуковых радиальной и конфокальной эндоскопических систем.

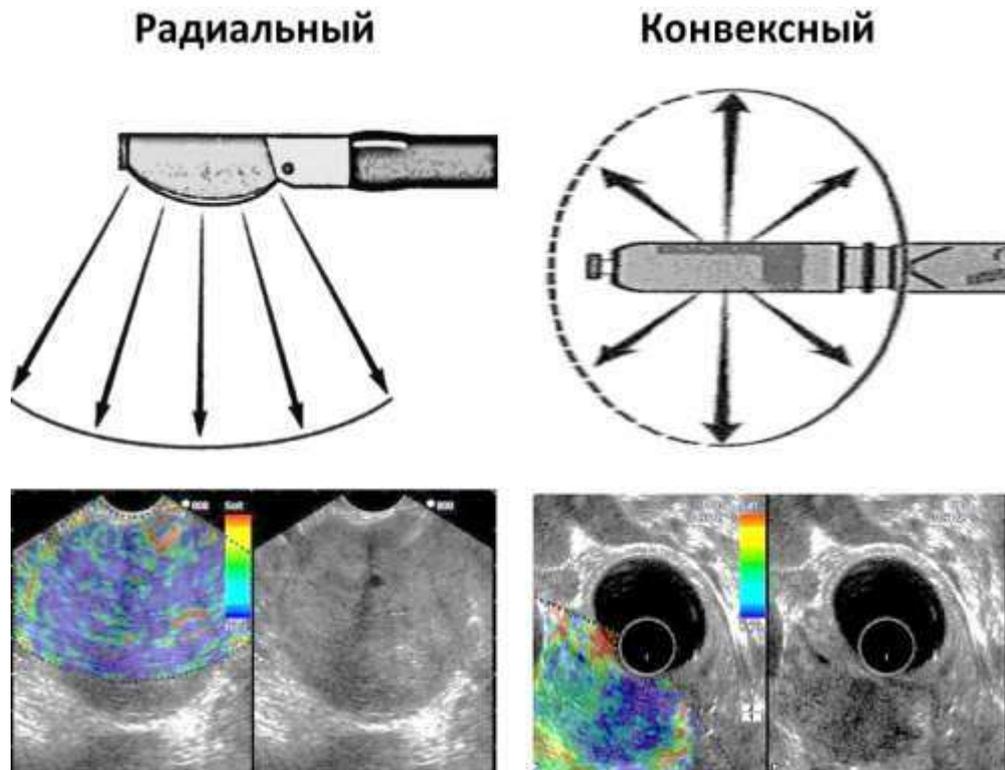


Рисунок 2.30 – Эндоскопическое и ультразвуковое исследование видеогастроскопа Pentax (Япония)

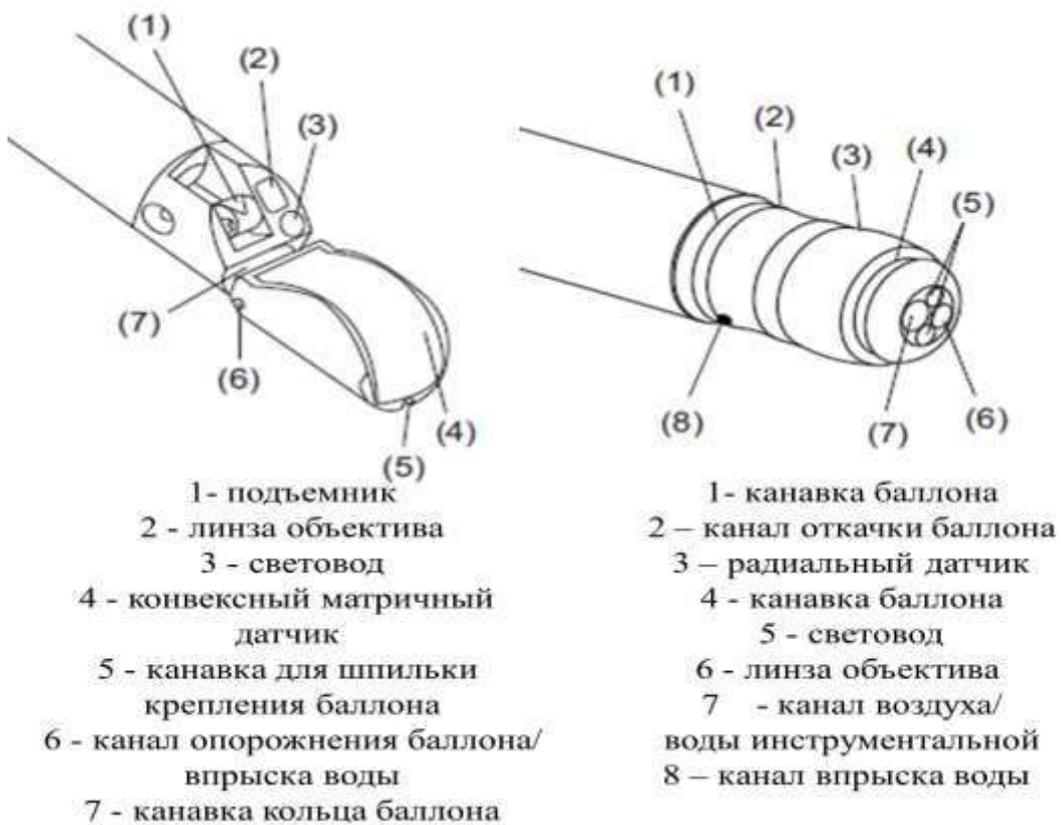


Рисунок 2.31 – Устройство дистального конца радиального
и конвексного эндоскопа Pentax (Япония)

Таблица 2.2 – Технические характеристики ультразвуковых
эндоскопических систем

Характеристики эндоскопов		Радиальный EG-3870UTK	Конфокальный EG-3670URK
Направление обзора		Вбок от прямого на 45°	Прямой
Угол поля зрения		120°	140°
Глубина резкости		5 - 100 мм	4 - 100 мм
Изгиб дистального конца	вверх	130°	130°
	вниз	130°	60°
	вправо	120°	60°
	влево	120°	60°
Диаметр дистального конца	датчик	12,5 x 12,3 мм	12 мм
	оптич. часть	14,65 мм	
Максимальный диаметр вводимой трубки		12,8 мм	12,1 мм
Минимальный диаметр инструментального канала		3,8 мм	2,4 мм
Рабочая длина вводимой трубки		1250 мм	1250 мм
Общая длина		1560 мм	1560 мм
Ультразвуковые функции			
Акустическая частота		по выбору 5-10 МГц	по выбору 5-10 МГц
Направление сканирования		продольное	поперечное
Система сканирования		конвексный	радиальный
Угол сканирования		120°	360°
Баллон		съемный	съемный

2.4.2 Конфокальные лазерные микроскопы в эндоскопии

Конфокальная микроскопия – это один из методов световой микроскопии, а конфокальный микроскоп – оптический прибор, поэтому на него распространяется ряд ограничений, присущий таким приборам, например, дифракционные эффекты, зависящие от длины волны излучения. Один из недостатков обычного светового микроскопа – внефокусные лучи, которые снижают контраст изображения (рисунок 2.32 а). Если в оптическую схему микроскопа ввести специальную диафрагму, расположенную в плоскости промежуточного изображения, то она пропустит только те световые лучи, которые исходят из очень небольшой области объекта (рисунок 2.32 б). Диафрагма будет играть роль пространственного фильтра. Чем меньше диаметр диафрагмы, тем меньше размеры этой области.

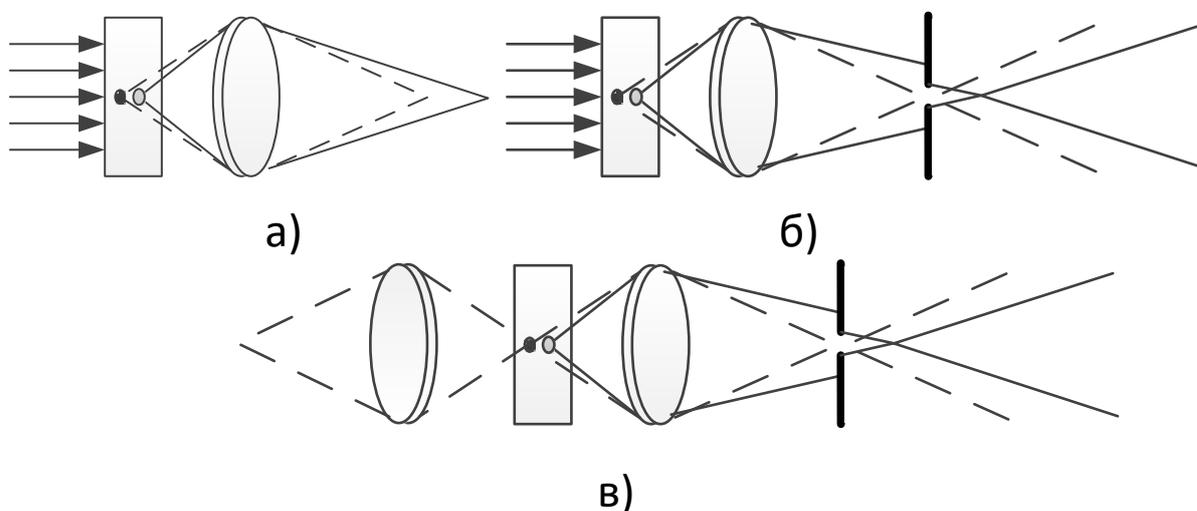


Рисунок 2.32 – Пространственная фильтрация световых лучей с помощью конфокальной диафрагмы

Однако в этом случае получается изображение только одного элементарного объема (voxel), причем необязательно освещать весь объект, достаточно освещение именно этого объема (рисунок 2.32 в). Полное изображение объекта в конфокальном микроскопе формируется при последовательном просмотре этих элементарных объемов с применением различных сканирующих систем. Накопление информации происходит либо

благодаря свойству инерционности зрения при быстром сканировании, либо посредством использования фотоприемников и электронных запоминающих устройств. Таким образом, конфокальная микроскопия обеспечивает увеличение контраста изображения за счет фильтрации внефокусных лучей. В современных приборах в качестве источников света широко используются лазеры, обладающие высокой интенсивностью и монохроматичностью излучения, а для управления всей системой, формирования и хранения изображений, обработки результатов применяются компьютеры. Поэтому сейчас такие приборы называют конфокальными сканирующими лазерными микроскопами (КСЛМ). На рисунке 2.33 представлена оптическая схема ЛСКМ в люминесцентном варианте [11].

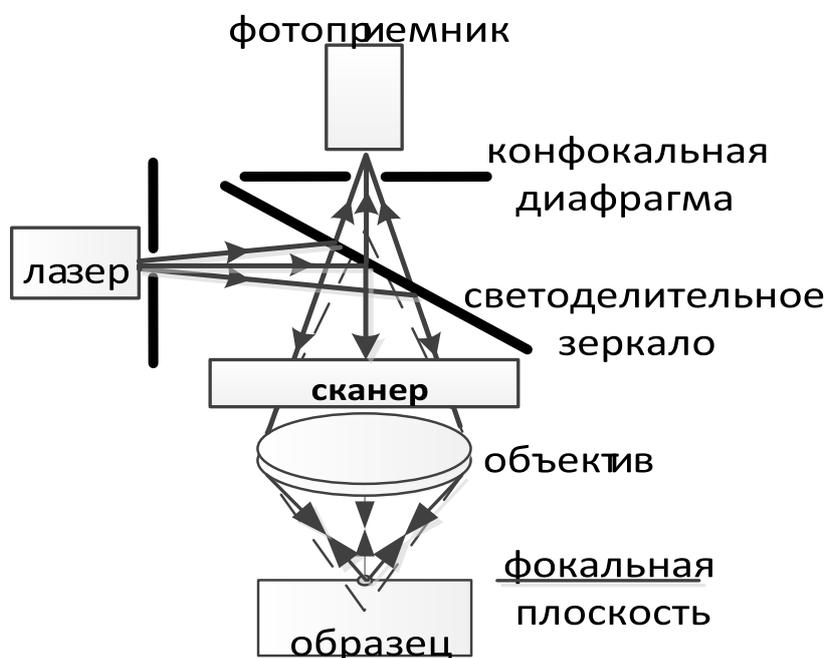


Рисунок 2.33 - Лазерный сканирующий конфокальный микроскоп

Благодаря такому устройству микроскопа можно получить изображение с очень тонкого слоя объекта; получается «оптический срез» (slice) (рисунок 2.34).

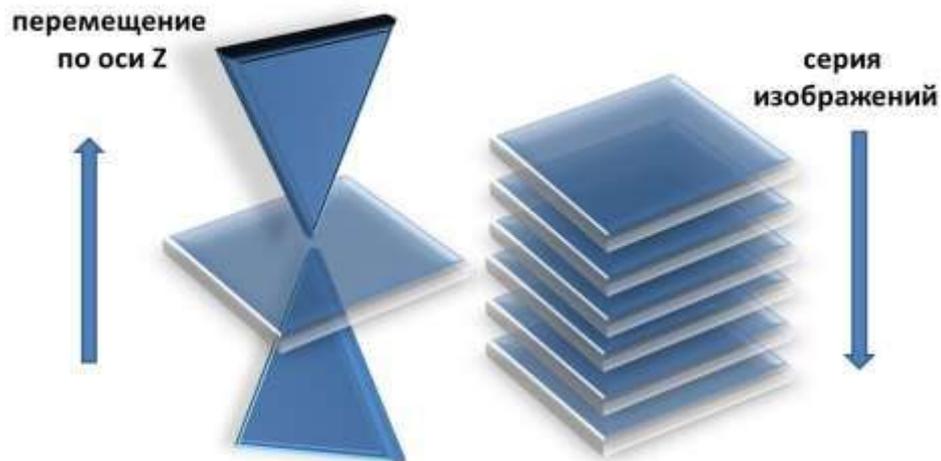


Рисунок 2.34 – Лазерный сканирующий конфокальный микроскоп

Изображение получается более контрастное и четкое (т.е. имеющее более высокое разрешение) по сравнению с обычной световой микроскопией. Записав в памяти компьютера серию оптических срезов, можно провести объемную реконструкцию объекта и получить его трехмерное изображение (рисунок 2.35), не используя трудоемкую методику изготовления и фотографирования серийных гистологических срезов. Современные конфокальные микроскопы обычно имеют несколько фотоприемных каналов, благодаря которым можно получить изображения одновременно в нескольких спектральных областях, т.е. использовать несколько флуорохромов.

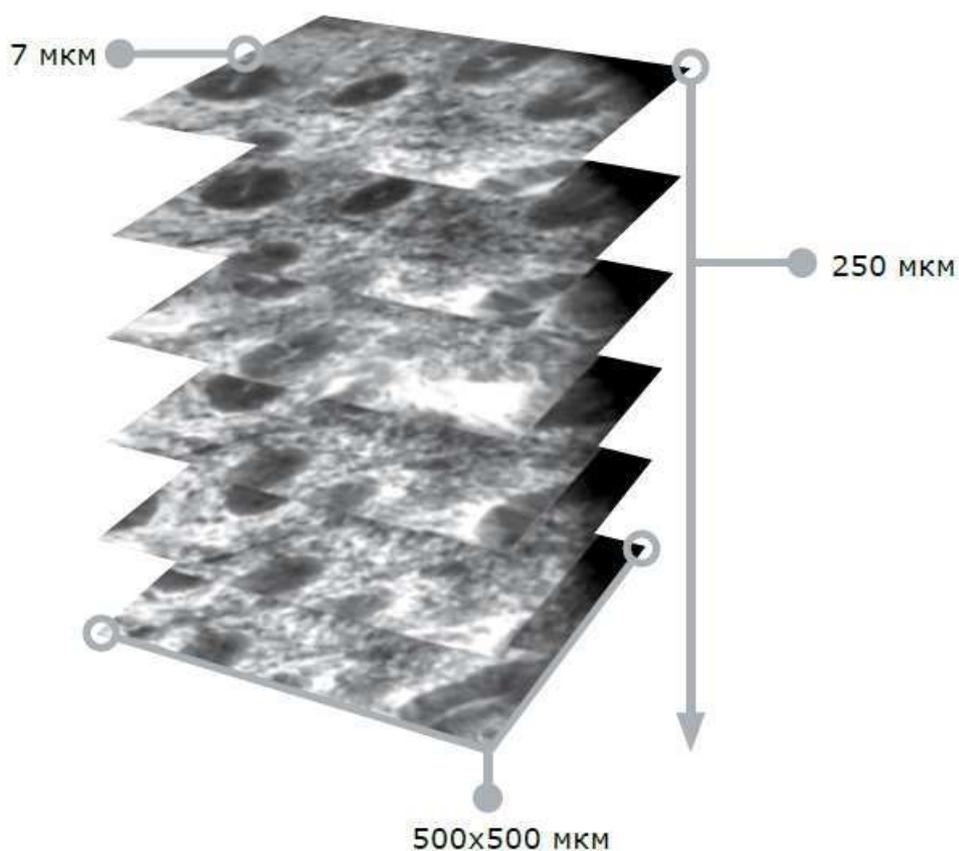


Рисунок – 2.35 Оптические срезы, получаемые при помощи конфокального эндомикроскопа Pentax (Япония)

Система Pentax позволяет сканировать лазером изображение с высоким разрешением, сравнимым с обычной гистологией за счет 1000-кратного увеличения, разрешающей способности в 0,7 микрометров и возможности просмотра поверхностных и подповерхностных микроструктур до 250 микрометров в глубину. Когда виртуальное оптическое сечение уходит вглубь ткани, становится возможной идентификация гистологических характеристик типичных для кровеносных сосудов и клеток, целостности базальной мембраны, соединительной ткани, и клеток, затронутых воспалительным процессом.

Основными *преимуществами* конфокальной микроскопии по сравнению с обычной световой микроскопией являются:

- высокая контрастность изображения;

- улучшенная разрешающая способность (латеральная в 1.4 раза, аксиальная – в зависимости от размера конфокальной диафрагмы).
- получение «оптических срезов», трехмерная реконструкция;
- мультиспектральные исследования с высокой степенью разделения сигналов от разных флуорохромов.
- возможности применения методов цифровой обработки изображений.

К **недостаткам** конфокальной микроскопии можно отнести:

- сложность настройки прибора.
- отсутствие в КСЛМ «оптического» изображения. Оно существует только в цифровой форме и отображается на экране монитора. – высокая стоимость оборудования и его эксплуатации.

2.4.3 Флуоресценция как основа для определения опухолей в эндоскопии

Основной принцип отражательной КЛСМ основан на использовании точечного источника возбуждающего света (лазерный луч), освещающего маленькое пятно внутри ткани, с последующим улавливанием отраженного света через оптически соединенную апертуру (вкрапление) (рисунок 2.36).

Отраженный свет проходит через вкрапление, в результате чего только находящийся в фокусе свет достигает детектора, в то время как свет вне фокуса отклоняется. Таким образом, определяется единственный план внутри образца, который расположен в фокусе.

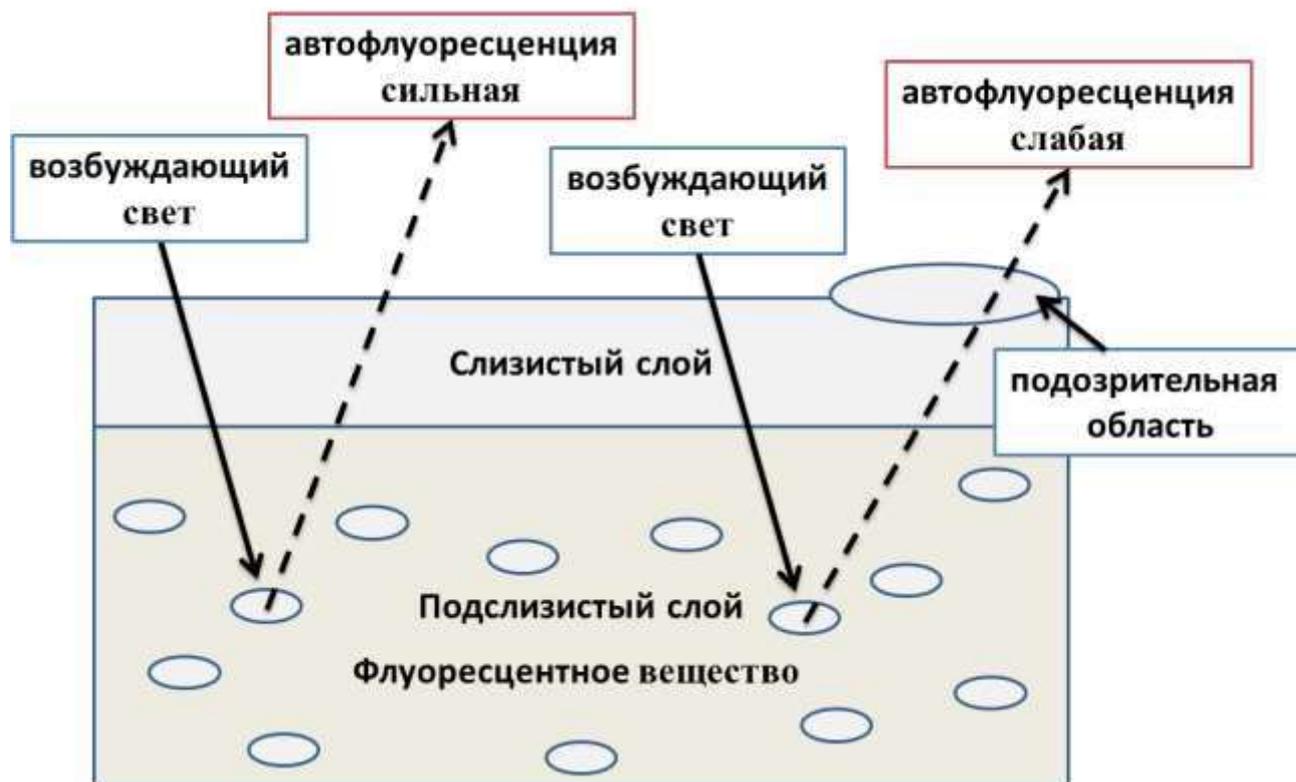


Рисунок 2.36 – Принцип получения подозрительных областей

Отраженный свет проходит через вкрапление, в результате чего только находящийся в фокусе свет достигает детектора, в то время как свет вне фокуса отклоняется. Таким образом, определяется единственный план внутри образца, который расположен в фокусе.

Флуоресцентные вещества в подслизистом слое излучают автофлуоресцентные лучи при попадании на них возбуждающего синего света. На здоровых участках флуоресценция более сильная, чем на участках, пораженных опухолью. Это объясняется тем, что утолщение слизистого слоя и увеличенное количество кровеносных сосудов, вызванное патологическими изменениями, препятствует прохождению автофлуоресцентных лучей. Это явление наблюдается не только в случае злокачественных поражений, но и при раннем раке и предраковых состояниях. Автофлуоресцентная система производит захват и просмотр автофлуоресцентного изображения при помощи

цветной ПЗС-матрицы (прибор с зарядовой связью), находящейся в видеоэндоскопе. Голубой возбуждающий свет лазера проходит через световод видеоэндоскопа. Специальный фильтр, находящийся перед цветной ПЗС матрицей, урезает возбуждающий свет, позволяя захватить только автофлуоресценцию.

Числовая апертура линзы объектива, длина волны и размер открытой апертуры (вкрапления) определяют разрешение изображения, получаемого с помощью отражательной КЛСМ. Лазеры различных длин волн могут быть использованы в качестве источника света для отражающей конфокальной микроскопии. Более длинные, близкие к инфракрасным, длины волн проникают глубже в кожу, но дают более низкое разрешение по сравнению с короткими длинами волн видимого спектра. Отражение света возникает в результате местных различий в коэффициенте преломления внутри ткани. Для отдельных органелл и структур оно обусловлено разницей в коэффициентах преломления по сравнению с ближайшим окружением. Меланосомы дают сильное отражение с длинами волн видимого (400—700 нм) и ближнего инфракрасного (700—1064 нм) спектров из-за высокого индекса преломления по сравнению с окружающим эпидермисом. Поэтому клетки, содержащие меланин, такие как базальные кератиноциты и меланоциты, дают яркое изображение [12].

Технология: интеграция конфокального микроскопа в дистальный конец эндоскопа.

Методика: слизистая оболочка, подкрашенная контрастным веществом, сканируется лучом голубого лазера.

Результат: микроскопические изображения высокой четкости (0,7 мкм в плоскости сканирования).

Вышеуказанные результаты позволяют получать картинки, на которых видна разница в уровне автофлуоресценции между нормальными здоровыми участками и участками с патологией (рисунок 2.37).

Таким образом, для создания конфокального изображения, свет голубого лазера с дистального конца эндоскопа фокусируется на интересующей поверхности ткани, на которую предварительно нанесенные флуоресцентные вещества, возбуждающиеся светом лазера. Специальный конфокальный оптический блок улавливает только флуоресцентный свет в точно заданной горизонтальной плоскости. За счет этого формируется микроскопическое изображение высокого разрешения, позволяющее рассмотреть и оценить микроструктуру ткани вплоть до размера клеточного ядра [12].

На рисунке 2.37 представлены изображения, полученные с помощью эндоскопа с конфокальным лазерным микроскопом Pentax (Япония); на рисунке 2.38 – структурная схема современной КСЛМ; на рисунке 2.39 — структура дистального конца конфокального эндоскопа эндомикроскопической системы.

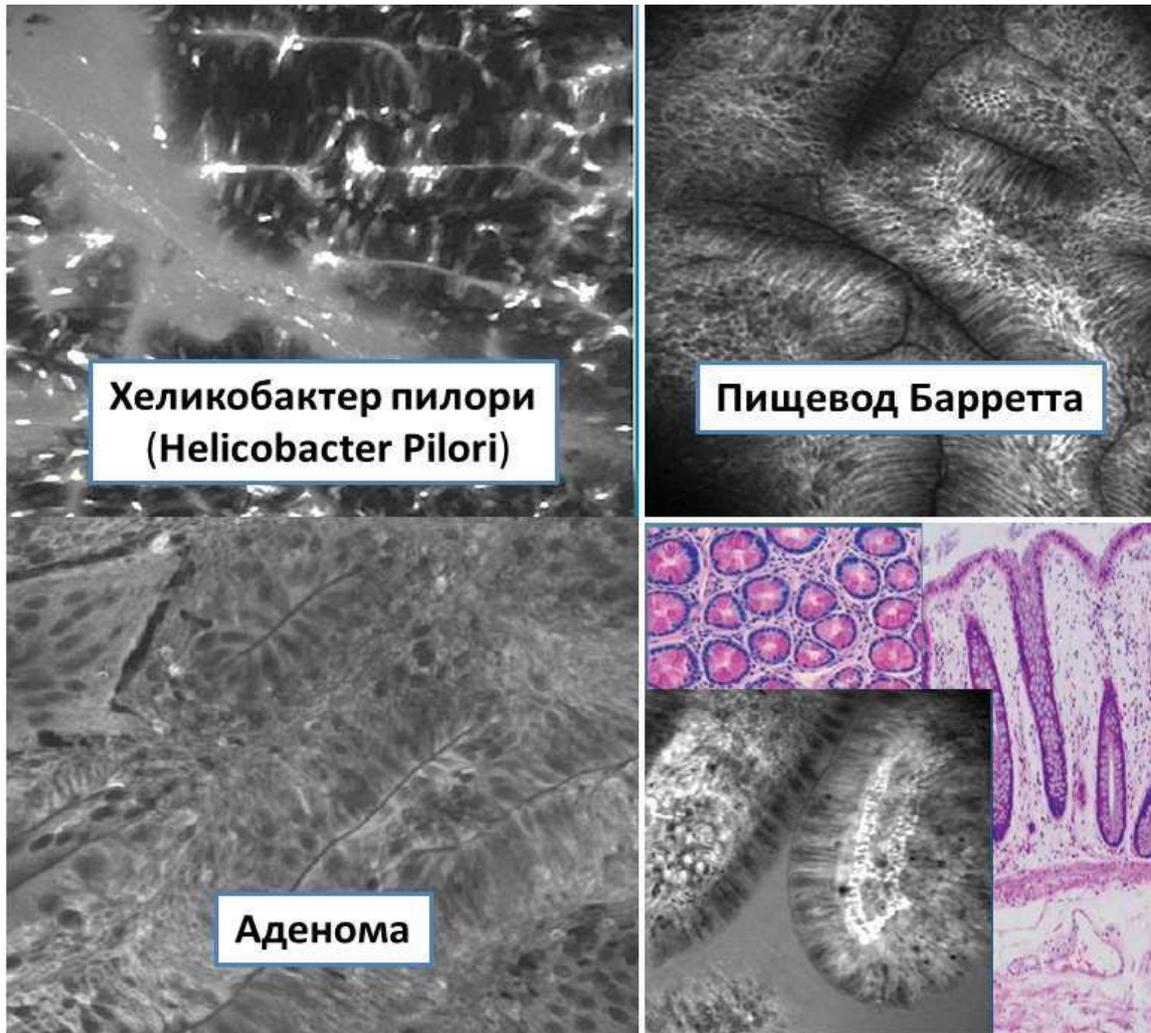


Рисунок 2.37– Изображения, полученные с помощью эндоскопа с конфокальным лазерным микроскопом Pentax (Япония)

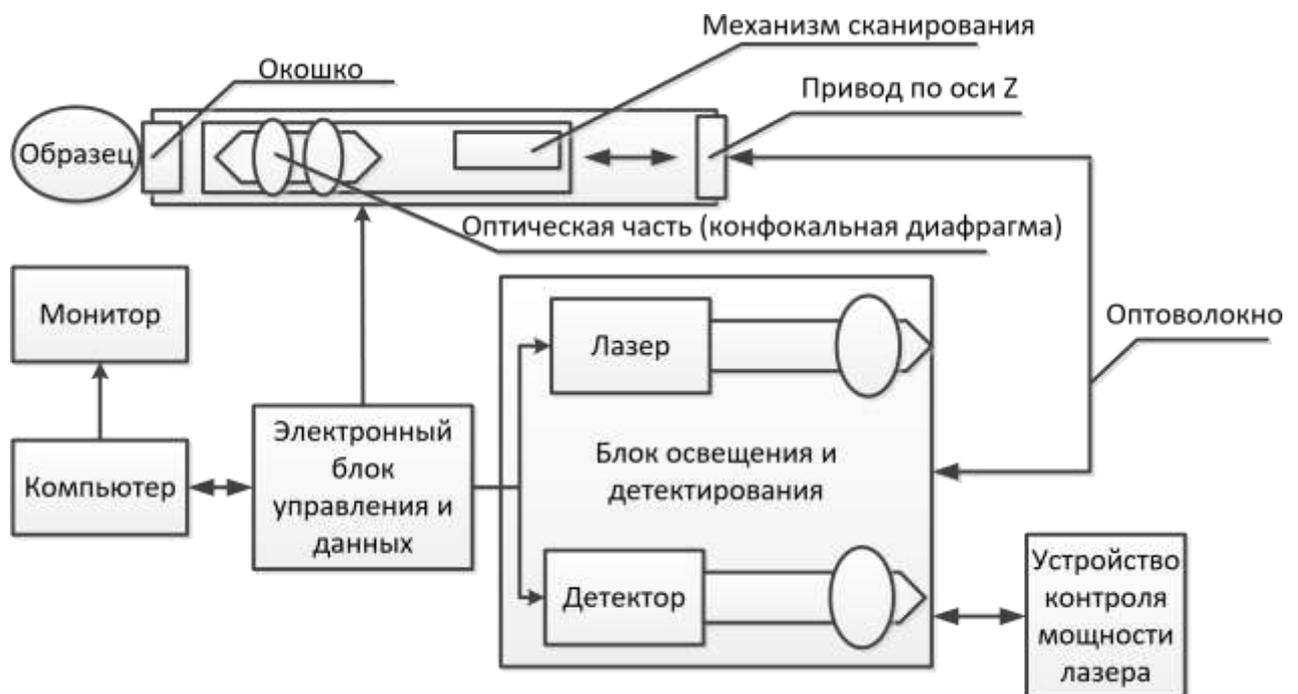


Рисунок 2.38 – Структурная схема конфокального лазерного микроскопа



Рисунок 2.39 – Дистальный конец конфокального эндоскопа эндомикроскопической системы

2.4.4 Спектральные диапазоны КСЛМ

Большинство современных КСЛМ рассчитаны на работу в широком спектральном диапазоне видимого света и даже ближнего ИК и УФ диапазона.

Важным фактором является состав лазерного блока, который может иметь несколько лазеров для возбуждения люминесценции флуорохромов в разных областях спектра. Желательно, чтобы спектральная линия лазера попадала на максимум спектра поглощения флуорохрома. Мощность излучения лазеров также имеет существенное значение. В ЛСКМ используются в основном лазеры непрерывного излучения, однако для специальных приложений, например, в мультифотонной микроскопии, используются и импульсные лазеры, характеристики которых представлены в таблице 2.3 [11].

Таблица 2.3 – Характеристики импульсных лазеров

Тип лазера	Длина волны излучения, нм	Максимальная мощность, мВт
Ar - UV	351, 364	80

Диодный (п/п)	405	50
He-Cd	442	30
Ar-Kr	488, 568, 647	125
Ar	458, 477, 488, 496, 514	200
He-Ne	543	1.5
Kr	568	40
He-Ne	594	4
He-Ne	633	15
Ti-Sapphire, импульсный	720 - 1000	1 (средняя мощн.)

2.4.5 Разрешающая способность

Разрешающая способность микроскопа (resolution) – одна из его важнейших характеристик, определяющая качество изображения. Под разрешающей способностью микроскопа обычно понимают возможность различения двух близких по интенсивности точечных объектов. С помощью микроскопа наблюдают близко расположенные объекты, поэтому его разрешающая способность характеризуется не угловым, а линейным расстоянием между двумя близкими точками, которые еще могут восприниматься раздельно. Наблюдаемый объект располагается вблизи переднего фокуса объектива. В плоскости, геометрически сопряженной объекту, располагается его увеличенное изображение, которое рассматривается глазом через окуляр. Вследствие дифракционных явлений любой точечный объект размывается и его изображение перекрывается с изображением соседнего объекта (рисунок 2.40). Из вида дифракционной картины распределения интенсивности в фокальной плоскости следует, что разрешение будет определяться степенью перекрытия центральных пятен распределений двух точечных объектов. Эти пятна называются дисками Эйри. Рэлеем был предложен критерий, согласно которому две точки считаются разрешенными, когда на

изображении максимум интенсивности от 1-ой точки попадает на минимум от 2-ой. При этом величина "провала" в интенсивности по центру между изображениями точек составили 26% от максимума, а расстояние между разрешаемыми точками равно радиусу диска Эйри, который определяется по формуле 2.1 :

$$r = 1,22 \frac{\lambda F}{D}, \quad (2.1)$$

где λ — длина волны света; D — диаметр диафрагмы; F — фокусное расстояние.

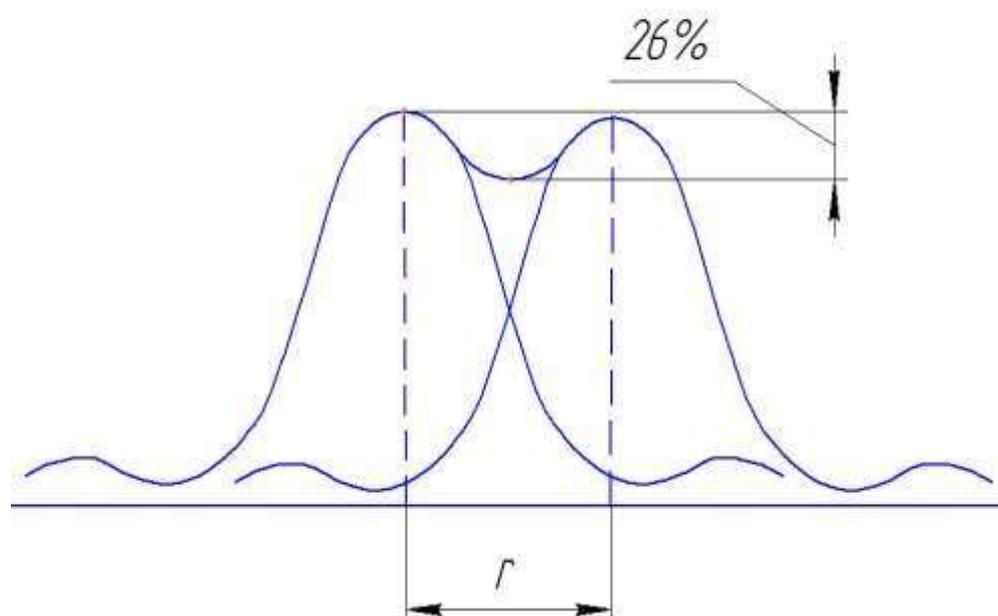
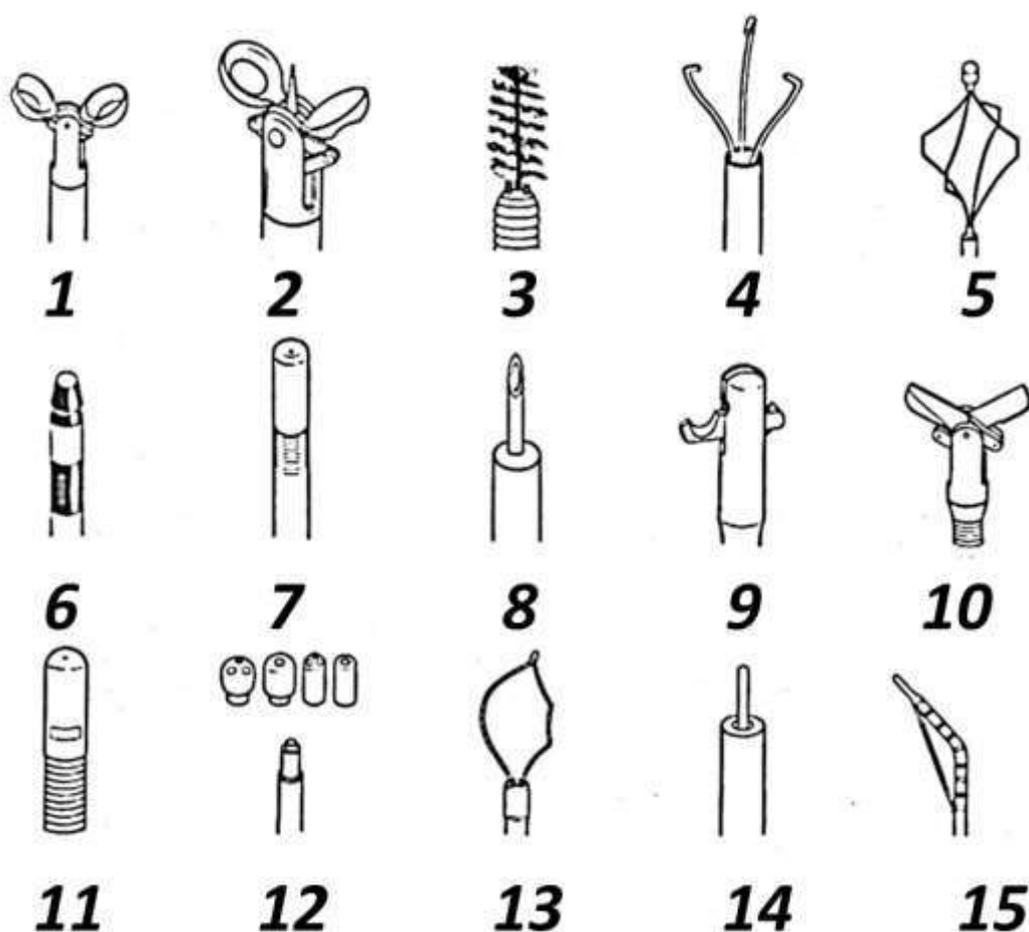


Рисунок 2.40 – Критерий Рэля

2.5 Щипцовая биопсия в эндоскопии

Знание моделей эндоскопов и умение их комплектовать очень важны при оснащении эндоскопических отделений (кабинетов). Применение эндоскопии даже с диагностической целью предусматривает проведение оперативных вмешательств, поэтому отсутствие специального инструментария снижает ее диагностический и лечебный потенциал [6]. На рисунке 2.41 представлены

инструменты, применяемые в эндоскопии. На рисунке 2.42 представлены внешний вид и состав биопсийных щипцов.



1,2- щипцы для биопсии с отверстиями и с иглой; 3 - цитологическая щетка; 4 - экстрактор в виде треноги; 5 - корзинка; 6 - канюля; 7 - инструмент для промывания и распыления растворов; 8 - инъе́ктор; 9 - ножницы для резки швов; 10 - ножницы; 11 - магнитный экстрактор; 12 - электроды для коагуляции; 13 - диатермическая петля; 14, 15 – игольчатый и проволочный диатермические резцы

Рисунок 2.41 –Инструменты, применяемые в эндоскопии.



Рисунок 2.42 – Внешний вид и состав биопсийных щипцов диаметром от 5 до 10 мм, длиной от 220 до 450 мм

В настоящее время используются щипцы различного типа, внешний вид которых представлен на рисунке 2.43.

Щипцовая биопсия — наиболее распространенный вид биопсии в эндоскопии. Ее выполняют при поверхностно расположенных очагах поражения под визуальным контролем. С прицельной биопсией, открывшей широкие перспективы использования прижизненных морфологических исследований, были связаны надежды клиницистов на решение проблемы ранней диагностики рака. Однако первые восторженные отклики сменились сдержанным отношением к прицельной щипцовой биопсии как к методу дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных поражений.

Например, по сводной статистике Р. Негтапек (1973), при малигнизированных полипах и ранних формах рака желудка ошибки при щипцовой биопсии достигают 8—60%.

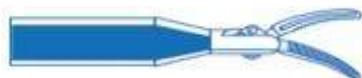
Причинами, обуславливающими ошибочные результаты морфологических исследований материала, полученного при прицельных биопсиях, являются: невозможность взять ткань опухоли в достаточном объеме в связи с особенностями ее роста, нарушение правил выполнения биопсии, неправильное хранение и приготовление препаратов и др.

Первые две причины заслуживают особого внимания.

Щипцы захватные Maryland



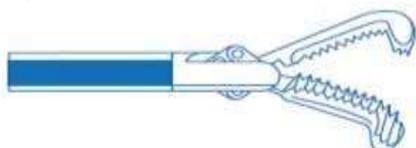
Щипцы захватные Kelly



Щипцы захватные «аллигатор»



Щипцы захватные Mixer 90



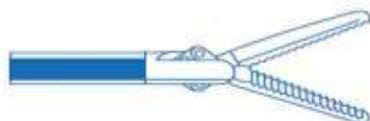
Щипцы короткие захватные, тип «Delphin»



Щипцы захватные, длинные с ложечкой



Щипцы захватные, атравматические



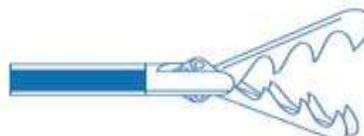
Щипцы захватные, атравматические вогнутые



Щипцы захватные Mixer 60



Щипцы захватные Da Vinci



Щипцы захватные острые



Щипцы захватные тип «Delphin»



Щипцы микрозахватные



Щипцы захватные, прямые



Щипцы захватные, изогнутые



Щипцы биопсийные с ложечкой



Рисунок 2.43 – Наконечники для захватных и диссекционных щипцов
 Неудачи обусловлены тем, что неправильно выбирают место биопсии (рисунок 2.44, а), бранши биопсийных щипцов не проникают вглубь слизистой оболочки и не забирают пораженную ткань (рис. 2.44, б), захватывают мало фрагментов или они оказываются слишком маленькими. Избежать диагностических ошибок можно лишь в одном случае: для гистологического исследования необходимо удалить все полиповидное новообразование, изъязвление, выбухание или значительную его часть.

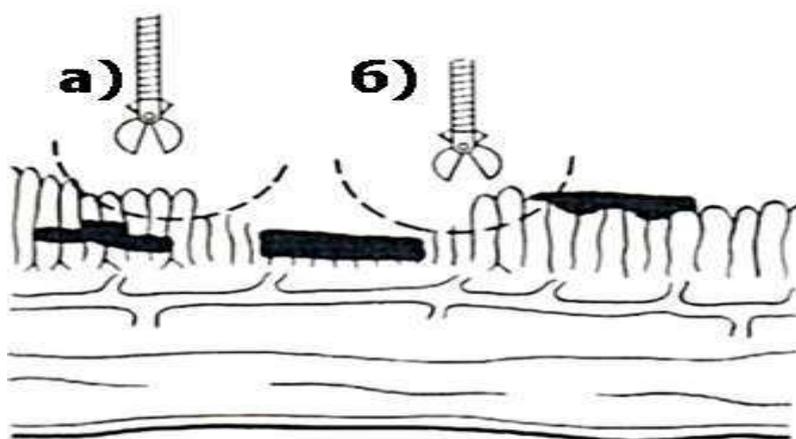
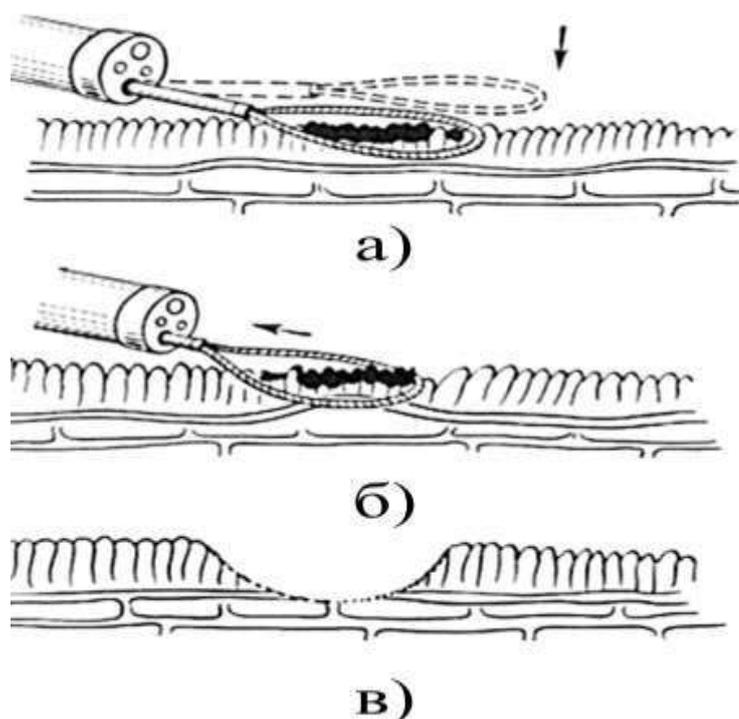


Рисунок 2.44 – Щипцовая биопсия при ранних формах рака



а - погружение раскрытой петли в слизистую оболочку органа; б -электроэксцизия участка слизистой оболочки; в - дефект слизистой оболочки после биопсии

Рисунок 2.45 – Биопсия с помощью диатермической петли

Такая возможность появилась в связи с внедрением в клиническую практику петельной биопсии (Балалыкин А. С. и др., 1976). Ее производят диатермической петлей по типу эндоскопической полипэктомии (рис. 2.45).

При петельной биопсии захватывают значительно больше ткани, чем при щипцовой.

2.6 Электронный инсуффлятор для эндоскопии (Endoflator KARL STORZ)

2.6.1 Назначение прибора

Инсуффлятор предназначен для создания полости при следующих диагностических и терапевтических вмешательствах:

- лапароскопия;
- торакоскопия;
- эндоскопия верхних и нижних отделов желудочно-кишечного тракта (напр., ТЭМ, колоноскопия);
- эндоскопическое извлечение сосуда.

Кроме того, инсуффлятор предназначен для вытеснения окружающего воздуха при открытой/эндоскопически ассистирующей хирургии сердца.

2.6 Электронный инсуффлятор для эндоскопии (Endoflator KARL STORZ)

2.6.1 Назначение прибора

Инсуффлятор предназначен для создания полости при следующих диагностических и терапевтических вмешательствах:

- лапароскопия;
- торакоскопия;
- эндоскопия верхних и нижних отделов желудочно-кишечного тракта (напр., ТЭМ, колоноскопия);
- эндоскопическое извлечение сосуда. Кроме того, инсуффлятор предназначен для вытеснения окружающего воздуха при открытой/эндоскопически ассистирующей хирургии сердца.

Разрешается использовать только медицинский газ CO_2 . Во время инсуффляции происходит абсорбция CO_2 . При этом тело впитывает часть используемого для инсуффляции газа CO_2 . В редких случаях слишком большая концентрация CO_2 в крови или дыхательных путях может привести к смерти пациента. Во время всей процедуры необходимо наблюдать за жизненными функциями пациента и поддерживайте его дыхание на необходимом уровне.

Высокое давление или большой поток газа способствуют абсорбции CO_2 .

Изменение функций кровообращения, метаболических и дыхательных функций.

Во время инсуффляции CO_2 могут возникать следующие симптомы:

- гиперкапния (отравление углекислым газом);
- ацидоз (увеличение кислотности, уменьшение pH);
- уменьшение минутного объема сердца;
- уменьшение венозного оттока.

Во время инсуффляции CO_2 могут возникать следующие осложнения:

эмболия, гипотермия, обезвоживание.

Эмболия CO_2 возникает вследствие прорыва стенок альвеол с капиллярами, выноса воздушных пузырьков в кровеносное русло, затем в сердце, в артерии большого круга кровообращения, препятствуя их нормальному кровообращению, повреждая стенки кровеносных сосудов, что может привести к инфаркту, инсульту и т.д. Эмболия может возникнуть в результате

неправильного положения инсуффляционного инструмента или высокого внутрибрюшного давления. Необходимо избегать возникновения высокого давления и проверять правильность положения инсуффляционного инструмента.

Гипотермия – состояние организма, при котором температура тела падает ниже, чем требуется для поддержания нормального обмена веществ и функционирования организма. Поэтому необходимо контролировать температуру тела во время операции.

Идиосинкранизия – болезненная реакция (чувствительность), возникающая в ответ на определенные раздражители. Идиосинкразические реакции у пациентов с серповидноклеточной анемией или легочной недостаточностью вызывают опасность нарушения обмена веществ в результате повышенной абсорбции CO_2 .

При длительных операциях с большим расходом газа инсуффляция может привести к высушиванию или повреждению ткани, т.е. обезвоживание. Поэтому необходимо избегать ненужных утечек.

Решающими факторами для возникновения таких осложнений являются длительность пневмо- перитонеума, высота внутрибрюшного давления и связанная с этим абсорбция CO_2 . Поэтому необходимо избегать высоких значений давления и потока. Давление выше 15 мм рт. ст. необходимо только в редких случаях.

На рисунке 2.46 представлены условные обозначения на лицевой панели инсуффлятора.



Рисунок 2.46 - Условные обозначения на лицевой панели инсuffлятора

На рисунке 2.47 показаны основные обозначения органов управления инсuffлятором:

- 1 – сетевой переключатель;
- 2 – индикатор давления в баллоне;
- 3 – индикатор фактического значения давления пациента;
- 4 – индикатор заданного/давления пациента;
- 5 – индикатор заданного/фактического значения давления пациента;
- 6 – индикатор фактического значения потока газа;
- 7 – индикатор заданного значения потока газа;
- 8 – цифровой индикатор заданного/ фактического значения потока газа;
- 9 – индикатор объема израсходованного газа;
- 10 – разъем для инсuffляции для пациента;
- 11 – кнопка «Сброс» для сброса индикатора объема;
- 12 – кнопка «ВКЛ/ВЫКЛ» инсuffляции;
- 13 – кнопка для заданного значения потока газа;

- 14 – выдвигной ящик для краткого руководства по эксплуатации;
- 15 – кнопки для ввода заданного значения давления пациента;
- 16 – полоска с надписью (заменяемая);
- 17 – разъем прибора для подачи газа (тип соединения - американский);
- 18 – держатель газового баллона;
- 19 – разъемы SCB;
- 20 разъем выравнивания потенциалов;
- 21 сетевые предохранители;
- 22 гнездо подключения к сети.



Рисунок 2.47 – Лицевая и обратная стороны инсuffлятора



Рисунок 2.47 - Условные обозначения на лицевой панели инсuffлятора

2.6.2 Порядок подготовки инсuffлятора к работе

Порядок подготовки инсuffлятора к работе представлен в таблице 2.4.

Если газовый баллон пуст или низкое давление в системе, то на индикаторе 2 мигает красный светодиод, а при запуске инсuffляции подается звуковой сигнал, на видеомониторе отображается соответствующее указание.

При включении прибора нажатие клавиши 1 в сеть, происходит самотестирование аппарата, при котором готовность к работе сигнализируется миганием светодиодов и шестикратным коротким звуковым оповещением. После включения прибора следует подтвердить или изменить настройки, которые были установлены во время последней эксплуатации. Это сигнализируется миганием светодиодов на шкальном индикаторе и миганием кнопки ВКЛ/ВЫКЛ. Для подтверждения установленных настроек необходимо один раз нажать на клавиши «+», «-», «ВКЛ/ВЫКЛ». После этого раздается один короткий звуковой сигнал, гаснет светодиод на кнопке инсuffляции «ВКЛ/ВЫКЛ», остальные светодиоды продолжают гореть непрерывно. Чтобы

запустить процесс инсуффляции необходимо еще раз нажать на кнопку инсуффляции «ВКЛ/ВЫКЛ».

Таблица 2.4 – Порядок подготовки инсуффлятора к работе



Эксплуатация прибора возможна только под напряжением, указанным на табличке с техническими данными. Подключение сетевого кабеля с установкой штекера в гнездо до упора.



Оттянув назад защитное приспособление штекера SBC, вставьте штекер в одно из гнезд SBC. Другой конец кабеля соединяется с управляющим устройством.



Для установки газового баллона, необходимо открыть держатель, на обратной стороне прибора следует откинуть подставку, далее потянуть верхнее кольцо держателя вверх до щелчка.



Установить баллон CO₂ вертикально в держатель, и закрепить запорным рычагом. Подсоединить выходной штуцер баллона CO₂ с помощью трубки высокого давления к газовому разьему прибора 17.



1 вариант соединения. Установить трубку адаптера на выходное отверстие CO₂ газового баллона и закрутить универсальным ключом



2 вариант соединения. Насадить штуцер трубки адаптера на CO₂ газового баллона и плотно закрутить



Газовый разъем 17 прибора подсоединить с помощью трубки адаптера непосредственно к настенному разьему центрального газоснабжения 3.3 – 7 бар.

Далее необходимо открыть вентиль CO_2 -баллона (приблизительно на половину оборота против часовой стрелки) и наблюдать за отображаемой информацией на лицевой панели.

Прибор оснащен предохранительными устройствами, контролирующими интракорпоральное давление, давление в баллоне. Как только интракорпоральное давление превысит 5 мм рт. ст. в течение 3 секунд раздается длительный звуковой сигнал тревоги (попеременно короткий и длинный тон), и подача газа прекращается. Через 1,5 секунды избыточное давление снижается с помощью вентиляционного клапана. При обнаружении пониженного интракорпорального давления раздается 2 коротких, следующих друг за друга тона. Также необходимо следить за индикатором 2 давления в баллоне (рисунок 2.48).

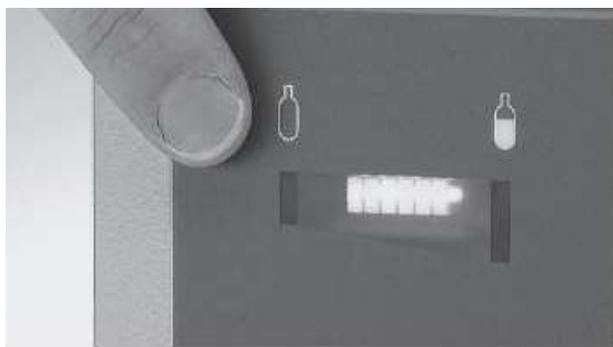


Рисунок 2.48 – Индикатор давления в баллоне на лицевой панели

Если горят 6 зеленых светодиодов – достаточный запас газа, 3 зеленых светодиода – запас газа < 15 литров. Красный мигающий светодиод сигнализирует об избыточном давлении или неподходящем газе в баллоне. Регистрация давления выполняется резервно. Обе ступени регулировки давления оснащены предохранительными спускными клапанами.

Во избежание заражения прибора при обратном потоке CO_2 или жидкости организма, необходимо установить стерильный CO_2 - газовый фильтр между инсuffляционной трукой и разъемом прибора, показанный на рисунке 2.6.2.2.

Далее необходимо установить стерильный CO₂-фильтр на разъем для инсуффляции. Другой конец инсуффляционной трубки соединяется с троакаром или с иглой Вереша (рисунок 2.49).



Рисунок 2.49 - Установка стерильного CO₂-фильтр на разъем для инсуффляции

При помощи кнопок «±» 15 необходимо задайте значение давления пациента, как это показано на рисунке 2.50. Предварительно установленное значение давления пациента можно считывать как на шкальном индикаторе 4 так и на цифровом индикаторе 5. Мигающая десятичная точка на цифровом индикаторе 5 указывает на то, что устройство работает в режиме ввода заданных значений (рисунок 2.51).



Рисунок 2.50 - Установка значения давления пациента

При помощи кнопок «±» 13 задается необходимое значение потока газа. Предварительно установленное значение потока можно считать как на шкальном индикаторе 7, так и на цифровом индикаторе 8.

Мигающая десятичная точка на цифровом индикаторе 8 указывает на то, что устройство работает в режиме ввода заданных значений. Чтобы ускорить процесс изменения значений, необходимо удерживать клавишу 13 более 1сек (рисунок 2.51).



Рисунок 2.51 - Установка значения давления пациента

2.6.3 Подготовка к инсуффляции CO₂

Проверку функционирования защитного и предохранительного устройства следует проводить перед каждым применением на пациенте

С помощью кнопок «±» 13 необходимо установить заданное значение потока на 1 л/мин. Далее необходимо открыть иглу Вереша и нажать кнопку «ВКЛ/ВЫКЛ» инсуффляции 12 (переключатель светится) (рисунок 2.52).



Рисунок 2.52 – Включение инфузии кнопкой 12

Давление, отображаемое на индикаторе фактического значения 3 и цифровом индикаторе 5, должно быть ниже 4 мм рт. ст. Если давление значительно выше, то игла Вереша либо повреждена, либо забита.

Значение потока, отображаемое на индикаторе фактического значения 6 и цифровом индикаторе 8, должно соответствовать значению, отображаемому на индикаторе заданного значения 7.

С помощью кнопок «±» 13 необходимо установить заданное значение потока на > 10 л/мин. Далее необходимо открыть иглу Вереша и нажать кнопку ВКЛ/ВЫКЛ инфузии 12 (переключатель светится). После этого необходимо закрыть иглу Вереша. При превышении отображаемого на индикаторе фактического значения 3 давления пациента (на 5 мм рт. ст. в течение более 3 сек.) звучит медленно прерывающийся предупредительный сигнал. Через 1-2 сек. слышится срабатывание вентиляционного клапана, и повышенное давление активно снижается. Индикатор фактического значения потока 6 должен снижаться на нуль.

Фактическое значение давления пациента должно соответствовать заданному значению ($\pm 10\%$).

После завершения проверки функционирования остановите процесс инсуффляции нажатием кнопки «ВКЛ/ВЫКЛ» 13.

2.7 Источник холодного света (XENON 300 KARL STORZ)

2.7.1 Описание прибора, элементы управления, индикация, разъемы и их функции

Источник холодного света XENON 300 применяется в эндоскопии для освещения во время диагностических процедур и хирургических вмешательств с минимальным нагревом ткани в качестве стандартного источника света высокой мощности. Он оснащен насосом против запотевания, который можно использовать в сочетании с подходящими эндоскопами для предотвращения запотевания линзы.

Источник холодного света XENON 300 обладает рабочими характеристиками, которые обеспечивают возможность его применения практически при любых эндоскопических вмешательствах, и особенно при фото- и видео документировании. С цветовой температурой 6000 К лампа XENON мощностью 300 Вт соответствует цветовой температуре солнечного света и обеспечивает таким образом превосходное освещение. Полная интенсивность света достигается сразу после включения лампы.

Параметры света настраиваются регулятором света с микропроцессорным управлением, при этом ток лампы остается неизменным. Эта техника регулирования предотвращает нестабильность электрической дуги и обеспечивает максимальный срок службы лампы.

Настройка параметров света может выполняться как вручную, так и автоматически при использовании выходного сигнала видеокамеры.

Для эндоскопов, которые оборудованы специальным каналом против запотевания оптики, дополнительно имеется насос против запотевания.

Функции сигнальных и контрольных лампочек на лицевой и обратной панелях прибора, а также слот для замены лампы и условные обозначения на лицевой панели прибора представлены ниже и на рисунках 2.53, 2.54:

- 1 – сетевой переключатель;
- 2 – контрольная лампочка замены лампы; загорается при количестве часов работы лампы XENON от 500 и более, она гаснет только тогда, если счетчик часов работы лампы XENON будет установлен на «0»;
- 3 – сигнальная лампочка срока службы лампы; загорается при сроке эксплуатации лампы от 450-499 часов (450 ч соответствуют 90% гарантированного срока службы лампы) во время работы источника холодного света;
- 4 – кнопка режима ожидания, с контрольной лампочкой;
- 5 – шкальный индикатор выходной мощности;
- 6 – кнопки «±» для регулировки яркости;

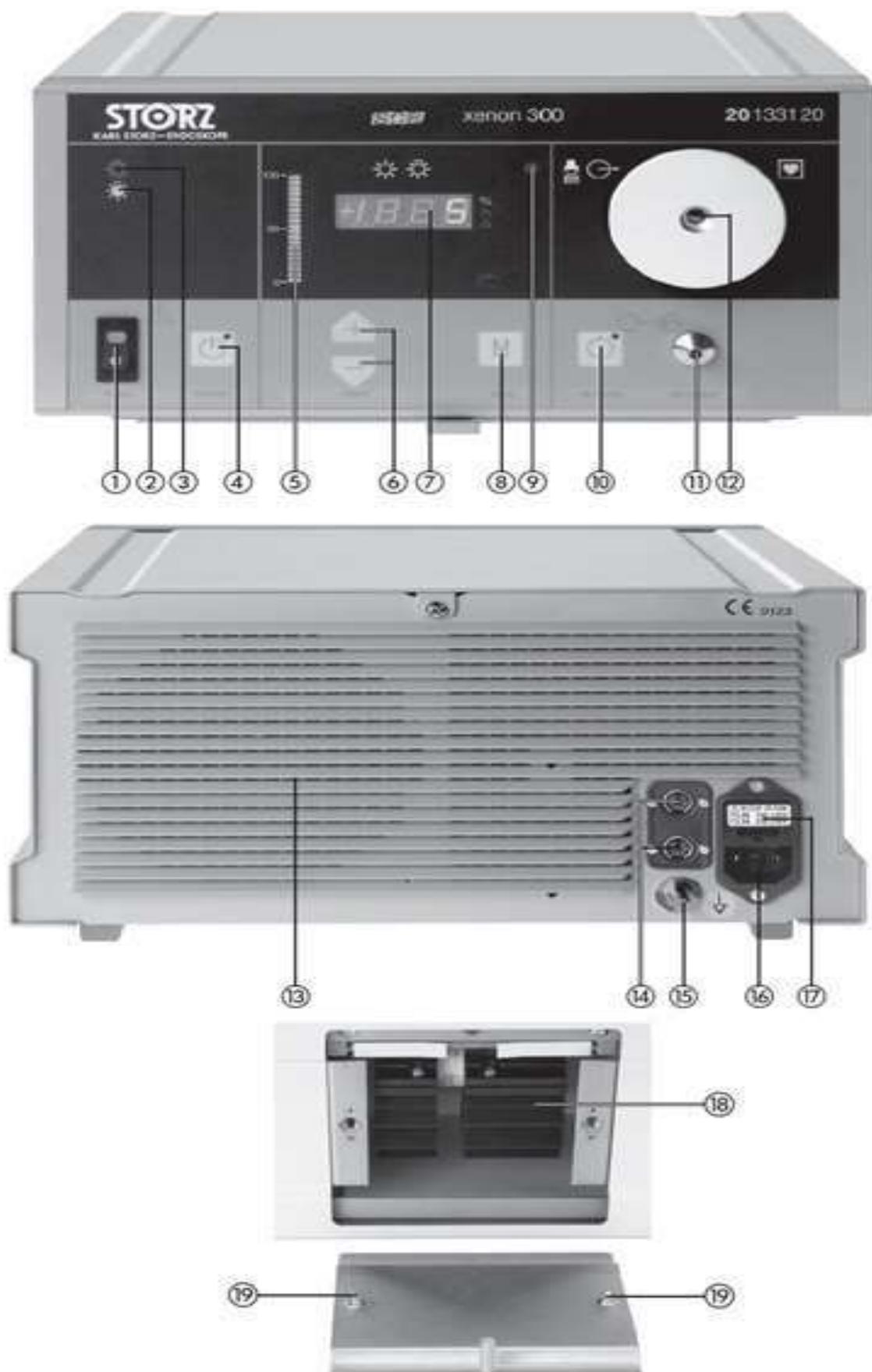


Рисунок 2.53– Лицевая и обратная стороны прибора, слот для замены лампы



Рисунок 2.54 - Условные обозначения на лицевой панели прибора

- 7 – цифровой индикатор выходной мощности;
 - 8 – кнопка М фиксации интенсивности света;
 - 9 – контрольная лампочка лампы светится синим цветом при светоотдаче;
 - 10 – рабочий переключатель насоса против запотевания;
- Контрольная лампочка лампы светится синим цветом при светоотдаче;
- 11 – разъем для насоса против запотевания (замок LUER);
 - 12 – Светоприемник отвинчивающийся;
 - 13 – Вентиляционные отверстия; – 14 – Гнезда подключения SCB;
 - 15 – Разъем выравнивания потенциалов;
 - 16 – Гнездо подключения сети;
 - 17 – Держатель сетевого предохранителя;
 - 18 – Модуль лампы;
 - 19 – Предохранительные винты.

Порядок подготовки прибора к работе показан в таблице 2.5, порядок замены предохранителей в таблице 2.6.

Таблица 2.5 - Порядок подготовки прибора к работе



Поставьте прибор на ровную поверхность.



Прибор оснащен штекерным приспособлением 15 для выравнивания потенциалов.



Подсоедините сетевой кабель, вставив штекер до упора в гнездо подключения



Вставьте световод до фиксации в гнездо 12. Держите световод только за основание рукоятки. Запрещается тянуть за кабель, смотреть на светоприемник или в открытый конец световода, так как велика опасность ослепления и ожога при контакте со свободным концом световода, подключенного к источнику холодного света



Соедините световод с эндоскопом (четверть оборота винта с рифленной головкой на резьбовой цоколь).

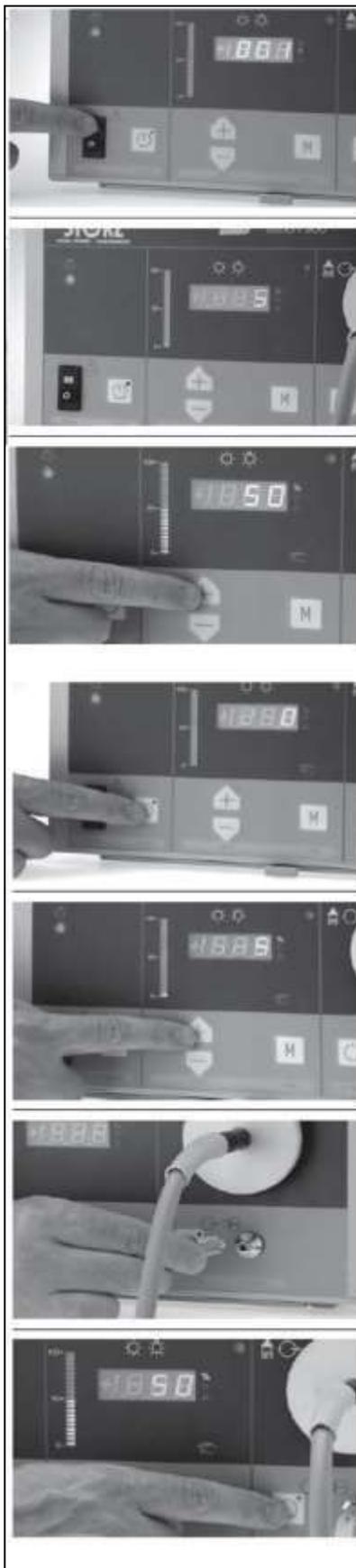


Выходное гнездо для света 12 можно при необходимости отвинтить и заменить его адаптерами для световодов других производителей



Оттяните назад защитное приспособление штекера SCB и вставьте штекер в одно из гнезд 14 SCB. Другой конец кабеля соедините с управляющим устройством KARL STORZ или другими устройствами SCB

Продолжение таблицы 2.5



Включить сетевой переключатель 1. Сразу после включения сетевого переключателя на цифровом индикаторе 7 отображается количество часов работы лампы XENON на текущий момент.

Источник холодного света автоматически настраивается на выходную мощность 5%.

С помощью кнопок «±» 6 выходную мощность можно понижать или повышать с шагом в 1% (диапазон настройки 5-100%). При нажатии кнопки «М» 8 временно фиксируется установленная интенсивность света таким образом, что ее нельзя отрегулировать. На индикаторе отображается «---». Последующее нажатие кнопки «М» снимает блокировку с кнопок «±», и на индикаторе снова отображается установленное процентное значение.

Подачу света можно уменьшить до минимума нажатием кнопки режима ожидания 4. В режиме ожидания температура подключенных к источнику света приборов опускается почти до комнатной и остается на этом уровне. При включении режима ожидания загорается контрольная лампочка на кнопке режима ожидания 4 и гаснет шкальный индикатор 5. При повторном нажатии кнопки режима ожидания 4 подача света возобновляется на основе перед этим заданных параметров.

При нажатии кнопки «+» 6 прибор также выходит из режима ожидания, и интенсивность света может заново устанавливаться, но частое выключение и включение источника холодного света ускоряет износ лампы. Поэтому при коротких перерывах в работе прибор следует переключать в режим ожидания.

Подсоедините эндоскопы со встроенным каналом против запотевания через коннектор к разъему 11. С помощью рабочего переключателя включите насос против запотевания 10.

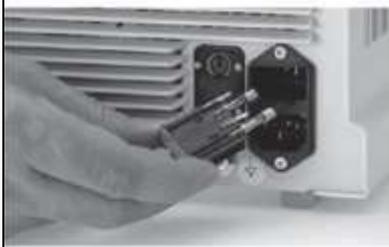
Таблица 2.6 - Порядок замены предохранителей



Выключите прибор и отсоедините его от сети.



Освободить держатель 17 сетевого предохранителя подходящим для этого инструментом.



Вставить новые предохранители.



Восстановить сетевое соединение.
Проверить работоспособность.

Структурная схема источника холодного света представлена на рисунке 2.55. **Входное** напряжение 220 В поступает фильтры низких и высоких частот (ФНЧ и ФВЧ), затем – на два источника питания: для ксеноновой лампы и вспомогательный источник питания. Источник питания для ксеноновой лампы подает напряжение на ксеноновую лампу, затем сигнал через оптическую систему с фильтром поступает на разъем оптоволоконного кабеля. Вспомогательный источник питания служит для работы системы управления (в том числе органами управления и сигнализации). Система управления включает в себя микропроцессор, который позволяет регулировать скорость вращения вентилятора, управляет устройством звуковой сигнализации, **насосом** для предотвращения запотевания лампы,

регулирует мощность светового потока оптической системы ксеноновой лампы. Данные режима работы прибора регистрируются в ПЗУ (запоминающее устройство).



Рисунок 2.55 – Структурная схема источника холодного света

2.8 Высокочастотный хирургический прибор AUTOCON® 200 KARL STORZ

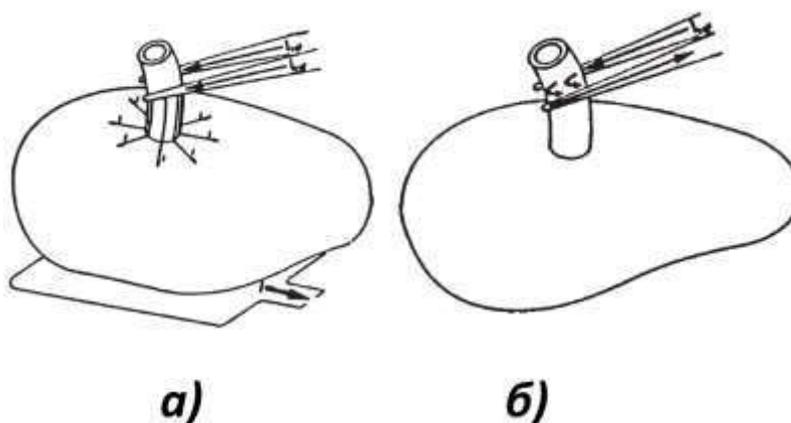
2.8.1 Принцип высокочастотной хирургии

Биологическая ткань содержит более или менее высокую концентрацию электролитов. Благодаря этому ткань обладает достаточной проводимостью для осуществления электрохирургических вмешательств. Для разделения ткани - резания - и коагуляции ткани - высушивания ткани и/или остановки кровотечений используется термическое действие высокочастотного тока. Высокочастотные токи необходимы для наложения на пациента, так как низкочастотные токи из-за электрохимических процессов (электролиз) могут стимулировать находящиеся в русле потока нервные и мышечные клетки. При частоте свыше 100 кГц, такие реакции настолько малы, что ими можно

пренебречь. В высокочастотной хирургии различают следующие прикладные техники – операционные методы (рисунок 2.56):

- монополярные операционные методы;
- биполярные операционные методы;

При монополярном операционном методе электрический ток течет от малого по площади активного электрода к большому по площади пассивному или нейтральному электроду. Тело пациента является при этом частью замкнутой электрической цепи. Разделение ткани или коагуляция производятся на активном электроде.



а) монополярный, б) биполярный

Рисунок 2.56 – Операционные методы

При биполярном операционном методе электрический ток течет между двумя в зависимости от назначения (резание или коагуляция) одинаковыми или разными по площади спаренными электродами. При вмешательстве лишь малая часть ткани между электродами включена в электрическую цепь.

При разделении ткани - резании - жидкость в клетках ткани доводится до испарения. Из-за возникающего давления пара клетки ткани разрываются, и давление высвобождающегося пара способствует изоляции электродов. Если напряжение достаточно высоко, то электрический поток сохраняется благодаря образованию электрической дуги между электродом и тканью. Термическое

воздействие тока вызывает, во-первых, описанное разделение ткани, во-вторых, - в зависимости от величины электрической дуги - образование корки на поверхности ткани. Образование электрической дуги происходит при значениях напряжения около 200 V. Использование напряжения свыше 500 V влечет за собой сильное коркообразование, как следствие освободившейся в электрической дуге энергии. Автоматические контрольные цепи обеспечивают для резания оптимальное репродуктивное качество разреза, не зависящее от глубины разреза, скорости разреза, сопротивления ткани и т.п. Отдача мощности регулируется при этом автоматически до необходимой для резания мощности. Перед началом коагуляции биологической ткани необходимо разогреть ее примерно до 70° С. Чтобы избежать тканеразделяющего действия тока, подача тока и вместе с тем количество теплоты должно быть направлено на денатурацию ткани. Возможные тепловые эффекты в биологической ткани в зависимости от температуры:

- до 40° С: никаких видимых повреждений клеток;
- от 40° С: в зависимости от длительности прохождения тока повреждения обратимого характера;
- от 49° С: повреждения клеток необратимого характера;
- от 70° С: превращение глюкозы из коллагенов - ретракция коллагеносодержащей ткани – гемостаз;
- 100° С: дегидратация/десикация: фазовый переход внутри- и внеклеточной жидкости в газообразное состояние; эффект склеивания глюкозы после дегидратации; ретракция коагулята после дегидратации;
- от 200° С: карбонизация и патологические ожоги 4-ой степени; неприятный запах обгоревшей ткани.

Ввиду неоднородности электрических и тепловых свойств ткани, и отсюда следующего неравномерного распределения плотности тока в ткани, температура при подаче тока повышается, неравномерно распределяясь. Вблизи

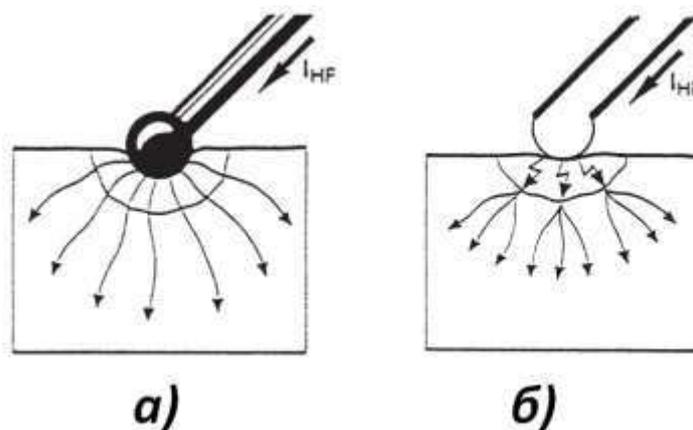
коагуляционного электрода присутствуют самые высокие показатели плотности тока и следовательно температуры. С увеличением расстояния от электрода температура быстро понижается, поэтому сначала коагуляция происходит только вблизи коагуляционного электрода. Эффективная площадь соприкосновения ткани с коагуляционным электродом имеет решающее значение для максимально достижимого расширения зоны коагуляции.

Вследствие зависимости пространственного расширения зоны коагуляции от распределения плотности тока, техника наложения ВЧ-тока также имеет значение. Здесь различают между монополярным и биполярным поверхностным наложением, монополярным и биполярным прокольным наложением, а также монополярным и биполярным схватывающим наложением.

Объемное расширение зоны коагуляции зависит от типа подачи энергии и метода наложения.

Целесообразно различать между 2 режимами коагуляции (рисунок 2.57):

- мягкая коагуляция;
- форсированная или стандартная коагуляция;



а) мягкая, б) форсированная

Рисунок 2.57 – Режимы коагуляции

При мягкой коагуляции (рисунок 2.57, а) напряжение генератора удерживается на таком низком уровне, что во время процесса коагуляции не может возникнуть электрическая дуга между электродом и тканью.

Режим мягкой коагуляции рекомендуется для проведения всех коагуляций, при которых используются монополярные или биполярные коагуляционные электроды, напрямую соприкасающиеся с подвергаемой коагуляции тканью. При этом карбонизации ткани не происходит.

При форсированной или стандартной коагуляции (рисунок 2.57, б) возникновение электрической дуги между коагуляционным электродом и тканью сознательно допускается, чтобы достигнуть более глубокой коагуляции, чем при мягкой коагуляции. Особенно применимо это в том случае, если для коагуляции доступны только электроды с малой площадью. Чтобы избежать эффекта резания, необходимо применять модулированное ВЧ-напряжение. В этом случае, разумеется, нужно считаться с возникновением карбонизации ткани. Типичным примером использования является трансуретральная резекция (ТУР), при которой электроды резания используются также для коагуляции (рисунок 2.8.1.2 б).

Качество хорошего разделения ткани (резания), определенное пользователями, зависит от множества различных параметров общей системы.

Как пример, назовем здесь следующие: форма и размер используемого хирургического зонда, состояние ткани в месте операции, глубина проникновения и скорость резания хирургического зонда, проводящая способность используемого средства для промывания, размещение нейтрального электрода и т.д.

Эти отчасти сильно варьирующиеся внешние параметры влияют на свойства резания при применении традиционных высокочастотных хирургических приборов в том отношении, что постоянно выходная мощность должна регулироваться дополнительно или же пользователь устанавливает более

высокую мощность. Однако избыток мощности ведет к излишне сильному омертвлению поверхности, излишне высокой токовой нагрузке для пациента и связанным с этим опасностями.

На рисунке 2.58 изображен высокочастотный хирургический прибор (AUTOCON® 200 KARL STORZ) – прибор для коагуляции, оснащенный цепью автоматического регулирования, с помощью которой постоянно регулируется предельная величина высокочастотного напряжения. Благодаря этому ведение разреза становится высоко эластичным, а качество резания постоянным, т.е. оператор может, не изменяя настроек, вести электроды через ткань почти с любой скоростью и практически на любой глубине, при этом глубина коагуляции поверхностей разреза остается постоянной независимо не от чего.



Рисунок 2.58 – Внешний вид высокочастотного хирургического прибора (AUTOCON® 200 KARL STORZ)

Высокочастотный хирургический прибор является универсально используемым прибором, позволяющим точное регулирование различных качеств разреза и коагуляции, а также надежное воспроизведение этого

регулирования. Благодаря автоматическому управлению и регулированию ВЧнапряжения в каждой фазе разреза предоставляются точно такие ВЧнапряжение и интенсивность, которые необходимы для достижения желаемого качества разреза.

2.8.2 Элементы управления, индикаторы, подсоединения и их функции

Элементы управления, индикаторы, подсоединения и их функции, условные обозначения на лицевой панели высокочастотного хирургического прибора согласно рисунку 2.59:

- 1 – сетевой выключатель;
- 2 – панель безопасности с лампочками предупреждения;
- 3 – панель дисплея режима резания;
- 4 – цифровой индикатор ограничения мощности при резании;
- 5 – символ активирования монополярного резания;
- 6 – панель дисплея эффекта коагуляции при разрезе;
- 7 – панель дисплея режима коагуляции;
- 8 – цифровой индикатор ограничения мощности при коагулировании;
- 9 – символ активирования для монополярной/биполярной коагуляции;
- 10 – панель индикации режима автостарт;
- 11 – гнездо подсоединения для нейтрального электрода;
- 12 – гнездо подсоединения для монополярных инструментов; 13 – гнездо подсоединения для биполярных инструментов; клавиша для режима эксплуатации автостарт;
- 14 – клавиша \pm для предварительного выбора ограничения мощности в режиме коагуляции;
- 15 – клавиша M для предварительного выбора режима коагуляции;
- 16 – клавиша для предварительного выбора эффекта коагуляции в режиме резания;

17 – клавиши ± для предварительного выбора ограничения мощности в режиме резания;

18 – клавиша M для предварительного выбора режима резания;

19 – клавиша M для предварительного выбора режима резания.



Рисунок 2.59 – Лицевая и обратная стороны высокочастотного хирургического прибора Задняя стенка прибора:

- 1 – регулятор громкости акустических сигналов;
- 2 – гнездо подсоединения для педального выключателя;
- 3 – подсоединение выравнивания потенциалов;
- 4 – штекер сетевого кабеля;
- 5 – держатель сетевых предохранителей.

На рисунке 2.60 представлены условные обозначения на лицевой панели.

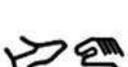
	Предупредительная лампочка неверного дозирования, вызванного прибором		Гнездо для подсоединения биполярных электродов, педального выключателя или функции автостарт
	Предупредительная лампочка превышения максимальной продолжительности прибора		Гнездо подсоединения для монополярных электродов, активирования ручного или педального выключателя
	Предупредительная лампочка неверного подсоединения нейтрального электрода		ВЧ-выход
	Режим монополярного резания с постоянным регулированием напряжения		Гнездо подсоединения для нейтрального электрода
	Режим резания Endocut		Во время дефибрилляции нейтральный электрод может оставаться наложенным на пациенте. Используемая часть типа CF по IEC 60601-1
	Эффект коагуляции, ступень 1 (минимальный)		Гнездо подсоединения для педального выключателя
	Эффект коагуляции, ступень 2		Подсоединение выравнивания потенциалов
	Эффект коагуляции, ступень 3		Коагуляционный режим биполярной коагуляции
	Эффект коагуляции, ступень 4 (максимальный)		Функция автостарт
	Переключатель для выбора эффекта коагуляции		Клавиша для включения функции автостарт
	Режим мягкой коагуляции		
	Режим стандартной или форсированной коагуляции		

Рисунок 2.60 - Условные обозначения на лицевой панели прибора

Прибор позволяет выполнять монополярные разрезы с постоянным регулированием напряжения, а также, в качестве особого оснащения, монополярные разрезы в режиме ENDOCUT. Для коагуляции имеются 3

различных, 2 монополярных и 1 биполярный коагуляционных режима. Биполярный коагуляционный режим обеспечен дополнительным режимом с функцией автостарт. В сочетании с автоматическим управлением и регулированием качества разреза и коагуляции различные предохранительные устройства прибора обеспечивают исключительно высокую безопасность пользователя и пациента.

Отклонения от номинального значения соответственно установленным исходным ВЧ-параметрам распознаются прибором и сигнализируются пользователю. Если отклонение настолько велико, что желаемое качество резания или коагуляция более не обеспечивается, то ВЧ-генератор отключается. При применении на пациенте ВЧ-генератор включается только на короткое время, если он используется согласно назначению. Продолжительность включения ВЧ-генератора поэтому постоянно контролируется. Если предварительно установленная продолжительность включения (20 сек.) превышает, то на это указывает оптический сигнал 2 на панели безопасности. Если ВЧ-генератор эксплуатируется дальше, раздается акустический предупреждающий сигнал и генератор отключается. Это предохранительное отключение служит в первую очередь для предотвращения повреждений в результате непреднамеренного активирования электродов. ВЧ-генератор после предохранительного отключения может быть в любое время включен вновь.

Прибор имеет предохранительное приспособление, контролирующее электрическое соединение между нейтральным электродом и прибором и при использовании двухповерхностных нейтральных электродов. При использовании одноповерхностных нейтральных электродов при правильном соединении между прибором и нейтральным электродом контрольная лампочка 14 светится зеленым светом.

Если соединение прервано, контрольная лампа гаснет. Все монополярные режимы блокируются. Предпринимается попытка активировать ВЧ-генератор в

монополярном режиме – контрольная лампа загорается красным и раздается акустический предупреждающий сигнал на панели безопасности 2 и на дисплеях 4 и 8 сигнализируется сообщение о неисправности.

При использовании двухповерхностных нейтральных электродов измеряется дополнительно переходное проводящее значение между обеими контактными поверхностями нейтрального электрода и кожей пациента и сравнивается с интенсивностью ВЧ-тока, протекающего по нейтральному электроду. Если интенсивность ВЧ-тока больше, чем допускается в соответствии с измеренным переходным проводящим значением, то пользователь предупреждается оптическими и акустическими сигналами. Если измеренное переходное проводящее значение слишком низко, то монополярные режимы эксплуатации блокируются.

При двухповерхностных нейтральных электродах контролируется также и направление наложения контактной поверхности относительно направления тока. При этом сравнивается интенсивность обеих частей потока, протекающих по обеим частичным поверхностям нейтрального электрода. Наблюдается отклонение частей потока друг от друга - загорается предупреждающий сигнал 2 (восклицательный знак) на панели безопасности. Если наблюдается слишком большое отклонение частей потока друг от друга, то мигает предупреждающий сигнал, одновременно раздается акустический предупреждающий сигнал и ВЧгенератор отключается.

При каждом включении прибора проводится самопроверка, выявляющая и сигнализирующая неисправности элементов управления прибора, а также неисправности подсоединенных принадлежностей (рукоятка, педальный выключатель). Это происходит посредством акустического сигнала и оптического показания кода неисправности на дисплеях 4 и 8.

Хирургические ВЧ-приборы образуют согласно их предназначению высокочастотные магнитные поля, которые могут вызвать помехи в

чувствительных электронных приборах. Во избежание помех не следует устанавливать хирургические ВЧ-приборы и, в особенности, их кабели в непосредственной близости приборов, чувствительных к помехам.

2.8.3 Подготовка к работе

Последовательность подготовки прибора к работе представлена в таблице 2.7

Таблица 2.7 – Последовательность подготовки прибора к работе



Поставьте прибор на ровную поверхность.



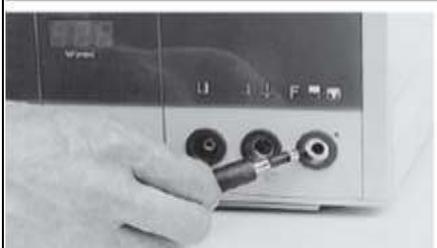
Прибор оснащен штекерным приспособлением 3 для выравнивания потенциалов.



Подсоедините сетевой кабель, вставив штекер до упора в гнездо подключения 4



Вставить соединительный кабель педального выключателя в гнездо 2 и затянуть накидную гайку.



Подсоедините кабель подсоединения нейтрального электрода к гнезду 11.



К прибору AUTOCON® 200 могут подсоединяться как монополярные, так и биполярные нейтральные электроды. При правильном подсоединении контрольная лампочка 11 рядом с гнездом подсоединения светится зеленым светом; если контрольная лампочка не светится, то имеет место неправильное подсоединение.

Продолжение таблицы 2.7



Предварительно выбрать монополярный режим эксплуатации. Для этого нажимать клавишу 4 до тех пор, пока не загорится символ желаемого режима резания:

- монополярный разрез с постоянным контролем напряжения



При необходимости установить отличное от исходной установки передней панели значение выходной ВЧ-мощности посредством клавиш ± 18 .

Ограничение выходной мощности может быть установлено между 1 и 200 ватт и появляется на дисплее 4.



Установить при необходимости отличный от исходной установки коагуляционный эффект при разрезе. Для этого нажатием клавиши 17 предварительно выбрать одну из ступеней: 1 (минимальный коагуляционный эффект) до 4 (максимальный коагуляционный эффект). Выбранная ступень подсвечивается на индикаторной панели 6.



Как только активируются электроды, загорается символ активации 5.



Дополнительно раздается акустический сигнал во время фазы активации. Громкость акустического сигнала может быть установлена при помощи регулятора громкости 1 на задней стенке прибора.

Монополярные режущие электроды могут теперь активироваться нажатием желтого педального выключателя или же желтой кнопки на рукоятке.



Предварительно выбрать режим коагуляции. Для этого нажимать клавишу 16 до тех пор, пока на индикаторном табло 7 не загорится символ желаемого режима коагуляции:

3. Обслуживание и обработка эндоскопического оборудования и инструментария

3.1 Проверка, внешний осмотр и ручная чистка эндоскопов

Проверку эндоскопов, оптику необходимо проверять на наличие повреждений до и после каждого применения.

Оптические конечные поверхности (дистальный наконечник и окулярная часть) необходимо проверять на наличие царапин и частиц, оставшихся после операции или чистки. Поверхности должны быть гладкими и блестящими.

Для проверки качества изображения следует медленно вращать оптику во время просмотра (см. рисунок 3.1). Частичное или полное исчезновение изображения может быть вызвано повреждением системы цилиндрических линз в защитной трубке или линзы в окулярной части. В этом случае оптику необходимо заменить.



Рисунок 3.1– Проверка качества изображения

Мутное изображение или наличие на нем пятен может быть вызвано влажностью или остатками дезинфицирующего средства на оптических конечных поверхностях. В таких случаях следует осторожно очистить оптические конечные поверхности мягкой салфеткой или тампоном, смоченными спиртом (рисунок 3.2).

Необходимо держать световод за дистальный наконечник в направлении источника света, как показано на рисунке 3.3, и проверить количество темных точек. Они означают повреждение стекловолокна в пучке световодов.

Отдельные поврежденные световолокна не означают значительного ухудшения качества изображения, но при обнаружении явных повреждений следует отказаться от использования прибором. Такие оптические приборы следует заменить, если изображение размытое, отсутствует или видны только части изображения.



Рисунок 3.2 – Очистка оптических поверхностей



Рисунок 3. 3 – Проверка работоспособности стекловолокна эндоскопа

Обязательно необходимо проверять защитную трубку на наличие вмятин и царапин, проверить окраску, пористость и эластичность пластмассовых деталей, целостность прокладок. Защитная трубка не должна быть согнута (рисунок 3.4). Краны с затворами, оптический затвор и другие подвижные части должны легко двигаться и не иметь повреждений. При обнаружении значительных отклонений от исходного состояния их следует заменять новыми.

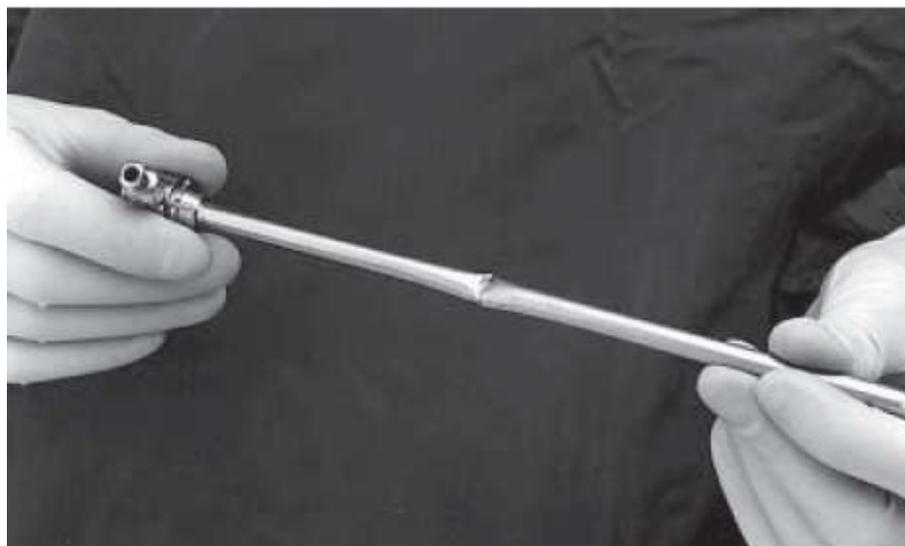


Рисунок 3. 4 – Деформация защитной трубки

Проверка подсоединения к системе камеры и источнику света осуществляется следующим образом. Головки камеры обычно имеют встроенный инструментальный разъем. Необходимо свести рычаги (1 и 2) инструментального разъема (рисунок 3.5) и вставить окуляр эндоскопа в разъем. Разъем автоматически срабатывает при вставке окуляра. Эндоскоп можно зафиксировать путем прижатия рычага 2 к рычагу 3 (рисунок 3.5).

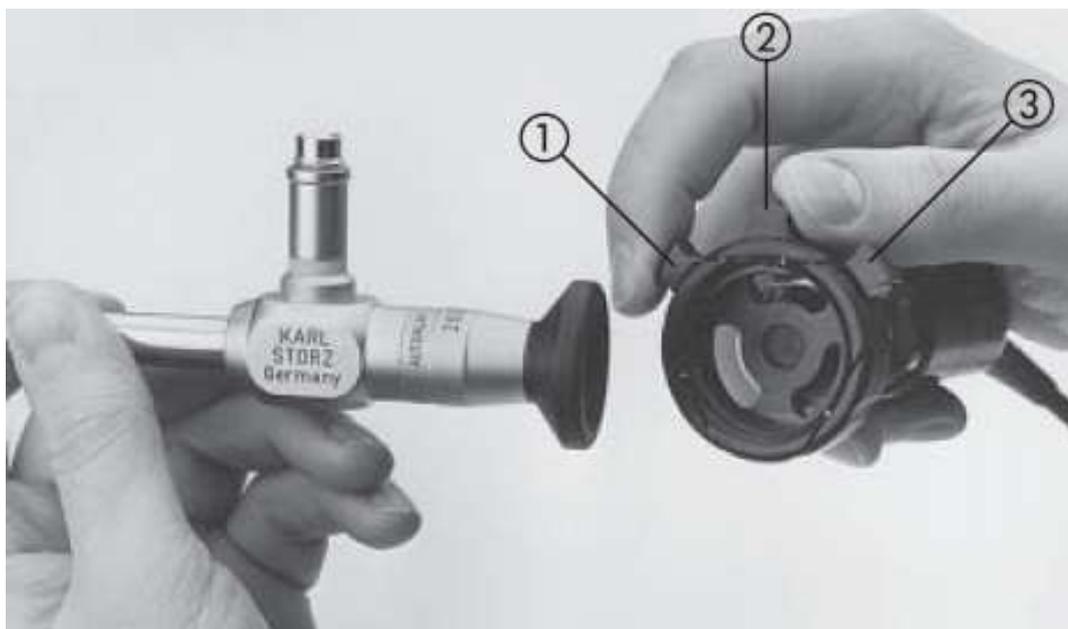


Рисунок 3.5– Подключение камеры к эндоскопу KARL STORZ

Далее осуществляется соединение светопровода с выходом источника света и с эндоскопом (четверть поворота винта с накатанной головкой на винтовой цоколь), как это показано на рисунке 3.6. Необходимо уменьшать интенсивность источника света до такой степени, чтобы обеспечивалась оптимальная освещенность операционного поля, так как чем выше интенсивность источника света, тем больше теплоотдача на наконечнике оптического прибора.



Рисунок 3.6 – Подключение камеры и эндоскопа KARL STORZ к источнику света с помощью светопровода

Посредством баланса белого выполняется настройка цветопередачи системы камеры в соответствии с цветовой температурой используемого источника света. При дальнейшем использовании камеры повторная настройка баланса белого требуется только в том случае, если применяется источник света с другой цветовой температурой, или светопровод, или эндоскоп с другим диаметром.

Для этого при включенном источнике света необходимо направить камеру с подключенным эндоскопом на белую поверхность (тампон или т. п.) таким образом, чтобы белый участок изображения заполнял минимум 70% площади экрана.

Стержни, стержневые вставки и оптика имеют маркировку специальную черту или обозначение 0. Следует открыть оптический затвор 1 (рисунок 3.7), повернув его против часовой стрелки (до упора, черточки друг против друга 2).



Рисунок 3.1.7 – Сборка стержневой трубки с оптикой

При сборке необходимо следить за тем, чтобы маркировки находились на одном уровне (черточки 0 и 3 совпадали). Следует вставить оптику в затвор стержня, закрыть оптический затвор 1, повернув его по часовой стрелке.

Во избежание присыхания загрязнений на поверхности эндоскопа после использования необходимо протереть их поверхность моющим или дезинфицирующим раствором или поместить их в емкость с моющим или дезинфицирующим раствором. Рекомендуется использовать полностью деминерализованную воду или воду питьевого качества для приготовления моющего и дезинфицирующего раствора, так как вода может иметь слишком большую концентрацию веществ, оказывающих вредное воздействие на инструменты.

Во избежание повреждений не следует класть несколько оптических приборов или оптические приборы и другие инструменты друг на друга. Погружать оптические приборы в раствор лучше по отдельности. Перед чисткой следует снять со штуцера впуска света оба адаптера, чтобы иметь прямой доступ к стекловолоконной поверхности.

Для предотвращения царапин, в частности, на конечных оптических поверхностях, рекомендуется использовать пластмассовую ванну. Также, использование пластмассовой ванны помогает предотвратить электрокоррозию в случае нахождения в растворе различных металлов. Запрещено погружать оптику в физиологический раствор поваренной соли, так как погружение инструментов в раствор может привести к повреждениям. Учитывайте спектр микробиологического воздействия используемых химикатов. Растворы подлежат регулярному обновлению, так как в результате долгого простоя и загрязнения раствора возрастает опасность коррозии. Если не допускается использование какого-либо средства для алюминиевых деталей, следует полностью отказаться от его применения. Контакт с неразрешенным средством может привести к непоправимым повреждениям.

Порядок ручной очистки внешней поверхности эндоскопов KARL STORZ представлен в таблице 3.1.

Далее дополнительно протираются насухо стекловолоконные и оптические конечные поверхности спиртом. Особенно тщательно следует выполнить вышеуказанную операцию в штуцере впуска света. Остатки дезинфицирующих и моющих средств в штуцере впуска света могут пригореть при подсоединенном световоде, что существенно ухудшит передачу света. После выполненных операций необходимо проверить оптику на ясность видимости, яркость и резкость изображения (рисунок 3.8)

Таблица 3.1 – Порядок ручной очистки внешней поверхности эндоскопов

KARL STORZ



- протрите оптический прибор губкой или тканью, смоченной моющим раствором. Запрещается соскабливать загрязнения с оптических конечных поверхностей твердыми предметами. Устойчивые загрязнения и налеты можно удалить чистящей пастой;



- затем очистите стекловолоконные и оптические конечные поверхности с помощью мягкой ткани, губки или ватных палочек, смоченных 70% раствором спирта;



- инструмент необходимо тщательно промывать после каждой процедуры очистки или дезинфекции. Для промывания рекомендуется использовать полностью деминерализованную воду;



- затем протрите инструмент насухо мягкой тканью или высушите медицинским чистым сжатым воздухом;



- при чистке стержней особое внимание следует обратить на чистку внутренних стволов и кранов;

- для сохранения гладкой поверхности рекомендуется при необходимости полировать стержни полировочной ватой;



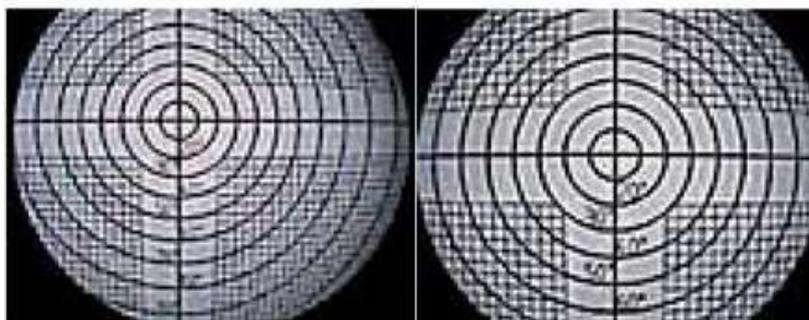
- очистите наружные поверхности стержней при помощи губки, щетки или мягкой ткани для обеспечения полной циркуляции стерилизационной среды;



- прочистите внутренний ствол стержня подходящей гибкой щеткой. При необходимости можно использовать водяной пистолет или пневмопистолет;



- при каждой чистке штуцер и внутренний ствол стержня следует тщательно промыть изнутри, просушить медицинским чистым сжатым воздухом.



Неправильно Правильно
**Линзы оптического прибора должны
точно подогнаны и выровнены**

Рисунок 3.8 – Проверка правильности положения линз эндоскопа KARL STORZ

3.2 Проверка исправности эндоскопического оборудования

Проблема инфекции в эндоскопии стоит как никогда остро в связи с широким, порой массовым, применением эндоскопических методов, ограниченным выбором средств дезинфекции и стерилизации фиброскопов, опасностью инфицирования больных и персонала вирулентными микроорганизмами, необходимостью ранней диагностики и лечения бактериемии и сепсиса.

В эндоскопии выделяют несколько групп инструментов в зависимости от вида эндоскопических исследований и требований к их стерильности. В первую группу отнесены эндоскопы и инструменты (иглы, троакары, щипцы), применяемые при торако-, лапаро- и кульдоскопии, которые должны быть абсолютно стерильными. Во вторую группу включены инструменты с ограниченной стерильностью: жесткие эндоскопы (эзофаго-, бронхо- и ректоскопы), диатермические петли и ножи, катетеры, в третью — фиброскопы, которые стерилизуют в исключительных случаях (после исследования больных активным туберкулезом, с инфекционными заболеваниями, с положительным тестом на австралийский антиген), а в повседневной работе дезинфицируют.

Опасность заражения пациентов инфекционными заболеваниями во время эндоскопических исследований может возникнуть в результате использования неисправного оборудования и комплектующих его деталей.

Чаще всего это наблюдается в следующих случаях:

- нарушении герметичности эндоскопа;
- применении неисправных насосов;
- использовании чистящих щеток с нарушенной структурой волокон и др.

Перед началом работы обязательной в эпидемиологическом плане является проверка эндоскопов на герметичность. Эта процедура проводится с помощью специального устройства течеискателя, позволяющего выявлять дефекты оболочки дистальной части эндоскопа и инструментального канала. Негерметичный эндоскоп может оказаться источником распространения инфекции, так как через дефект оболочки возможно попадание биологических жидкостей и сред внутрь эндоскопа, где есть условия для сохранения жизнеспособности возбудителей. При отсутствии возможности проверки фиброскопов на герметичность запрещается использовать эндоскопы с признаками разгерметизации (появление «вуали» и затеков на объективе).

При промывании каналов эндоскопа дезинфицирующими растворами должны использоваться только исправные насосы, создающие достаточное разрежение и обеспечивающие адекватный поток моющих и дезинфицирующих средств, проходящих через инструментальный канал эндоскопа. При слабой аспирации насоса есть опасность неполного удаления слизи из канала эндоскопа, высыхания и фиксации ее на стенках канала. Использование эндоскопов с засоренными каналами категорически запрещается. Также большое значение имеет использование для чистки каналов эндоскопа чистящих щеток с сохранной структурой щетины.

Приведем общие правила обработки, дезинфекции и стерилизации эндоскопического оборудования и инструментария.

С целью предупреждения заражения пациентов во время эндоскопических исследований (манипуляций) вирусной (включая парентеральные гепатиты, ВИЧ-инфекцию), бактериальной (включая туберкулез), грибковой и паразитарной инфекциями все эндоскопы, принадлежности к ним (клапаны, заглушки), а также инструменты должны быть тщательно очищены, продезинфицированы и/или стерилизованы.

Использование эндоскопов требует высокой степени дезинфекции (стерилизации) уже только потому, что аппарат неизбежно соприкасается со слизистыми оболочками и биологическими средами пациента (больного). Безусловно, что идеальным вариантом для обеспечения полной эпидемиологической безопасности было бы использование стерильного оборудования во всех случаях, однако применение этиленоксида и автоклавирования нереально с точки зрения сохранения стабильности оборудования, длительности этих процедур и необходимости многократного использования оборудования в течение рабочего дня. Поэтому в настоящее время оптимальным способом обработки аппаратов для гастроинтестинальной эндоскопии является дезинфекция высокого уровня, выполняемая последовательно в несколько этапов.

3.3 Предварительная очистка эндоскопов и инструментов

После окончания эндоскопического исследования с наружной поверхности эндоскопа немедленно удаляют загрязнения (желудочный, кишечный сок, слизь, кровь и т. д.) путем протирания с помощью марлевых салфеток рабочей поверхности эндоскопа, двигаясь от блока управления к дистальному концу.

Канал «вода/воздух» промывают водой, а затем продувают воздухом в течение 10 с. При использовании эндоскопов фирмы Olympus серии OES используют адаптер MB-107 синего цвета (у фибробронхоскопов, фиброхоледохоскопов канал «вода/ воздух» отсутствует).

Через биопсийный/инструментальный канал эндоскопа аспирируют моющее средство (моюще-дезинфицирующее).

После каждого исследования все клапаны и заглушки снимают и очищают отдельно.

Используя специальные щетки-ершики, очищают инструментальный канал эндоскопа, последовательно пропуская их:

- через проксимальное отверстие канала;
- через дистальное отверстие канала и далее по соединительному кабелю.

Щетку тщательно очищают перед каждым введением в эндоскоп.

Для промывания эндоскопы погружают в специальные емкости. Для обработки эндоскопов целесообразно использовать моечные машины типа «КРОНТ-УДЭ». Использование моечных машин дает возможность хорошо обработать поверхность эндоскопа в условиях анатомической ванны, позволяющей уберечь его от чрезмерного сгибания, что повышает сохранность аппарата. Каналы эндоскопа промывают с помощью канального оросителя (CW-3) или его аналогов моющим раствором, затем дистиллированной водой.

В качестве моющих средств применяют:

- 2% раствор моющего средства «Лотос», «Прогресс», «Астра», «Айна», «Маричка», «Лотос-автомат»;
- 2% раствор нейтрального мыла.

Однако следует иметь в виду, что каждый пациент, получающий эндоскопическое исследование, может быть потенциальным источником инфекции (гепатиты В, С, ВИЧ-инфекция и т. д.). Поэтому с целью профилактики профессионального заражения персонала эндоскопы сразу после их использования следует подвергать дезинфекции.

Чтобы избежать фиксирующего действия дезинфектантов, рекомендуется использовать препараты, обладающие двойным действием (дезинфицирующим

и моющим одновременно). В качестве таких пре- паратов может использоваться 0,5-1% раствор Виркона и др.

После обработки (дезинфекции) эндоскопы ополаскивают от моющих средств дистиллированной или проточной (питьевой) водой. Далее эндоскопы вынимают из моечной машины, удаляют из всех каналов оставшуюся жидкость, продувают воздух через канал «вода/ воздух», также аспирируют воздух через биопсийный канал.

В отличие от эндоскопов для очистки инструментов предпочтительно использовать ультразвуковой очиститель. Очистка инструментов проводится перед этапом дезинфекции, так как биологические среды могут проникать через витую стальную оболочку внутрь инструмента, задерживаться там и способствовать передаче инфекции.

Ультразвуковой очиститель специально сконструирован для очистки эндоскопических принадлежностей (биопсийных щипцов, загубников) перед дезинфекцией и стерилизацией. Встроенный нагреватель размягчает отвердевшие биологические среды, попавшие между обмотками обшивки, способствуя их отмыванию.

Промывные воды и использованные после обработки эндоскопов и инструментов салфетки подлежат обеззараживанию путем кипячения или добавления одного из дезинфицирующих средств.

3.4 Дезинфекция эндоскопов

Дезинфекцию и стерилизацию производят препаратами, разрешенными МЗ РФ в документах «Методические указания по дезинфекции, предстерилизационной очистке и стерилизации изделий медицинского назначения» (приказ МЗ РФ № 184 от 16 июня 1997 г. «Об утверждении методических указаний по очистке, дезинфекции и стерилизации эндоскопов и инструментов к ним, используемых в лечебно-профилактических учреждениях»).

В настоящее время для дезинфекции и стерилизации эндоскопов и лапароскопической аппаратуры широко используются препараты, содержащие глютаровый альдегид. Данное вещество практически не повреждает оптику, резину и пластмассу, поэтому медицинские изделия могут находиться в растворе до 10 ч и более. Альдегиды не обладают канцерогенным и тератогенным воздействием. При утилизации использованных растворов не требуется их обеззараживания или нейтрализации, так как в природе глютаровый альдегид быстро распадается на воду и углекислый газ.

Однако альдегиды обладают более выраженным, чем другие соединения, раздражающим действием на слизистые. В связи с этим при работе с ними следует соблюдать определенный режим: необходимы отдельное помещение, закрытые емкости, обязательны резиновые перчатки для рук. Также в интересах персонала нужно выбирать препараты с минимально возможной концентрацией альдегидов и ограничить их использование в тех случаях, когда они не выступают в роли стерилизаторов.

Нестабильность глютарового альдегида, которая, с одной стороны, приводит к его быстрому распаду в природе, является, с другой стороны, причиной некоторых неудобств в его производстве и использовании. Нестандартные химические показатели воды в случае разведения концентратов приводят к своеобразию активности готового раствора, что недопустимо в тех случаях, когда требуется стерильность предметов. Приблизительность самостоятельного разведения приводит к тем же результатам. По этим причинам в медицинских учреждениях стран Америки и Западной Европы обычно используют готовые к употреблению растворы.

В настоящее время существует достаточное количество препаратов, не содержащих альдегиды, которые могут быть использованы для дезинфекции и предстерилизационной очистки. В основном эти средства содержат четвертичные аммониевые соединения и обладают одновременным моющим

действием. Правила, необходимые учитывать при дезинфекции или стерилизации:

- объем раствора для дезинфекции или стерилизации, заливаемого в емкость, должен быть не менее 5 л;

- телескопы жестких эндоскопов обрабатывают только салфетками, смоченными 70% спиртом, или погружением до оптической части в специальные контейнеры, заполненные 70% спиртом на 15 мин;

- ополаскивание эндоскопов от остатков «Сайдекса», «Лизоформина 3000», глутарового альдегида осуществляется питьевой водой в емкости (не менее 1 л на каждый эндоскоп). Жесткие эндоскопы оставляют погруженными в воду на 15 мин. После дезинфекции этиловым спиртом ополаскивание эндоскопов не проводят.

- воду, пропущенную через каналы, удаляют, не допуская ее попадания в емкости с эндоскопом.

3.5 Предстерилизационная очистка эндоскопов

Предстерилизационную очистку эндоскопов и инструментов к ним осуществляют с применением растворов моющих средств «Прогресс», «Айна», «Астра», «Маричка», «Лотос», «Лотос-автомат», в 0,5% растворе перекиси водорода с добавлением 0,5% раствора моющего средства.

С этой же целью используют препараты биолот (0,5%), бланизол (1,0%), септодор (0,2-0,3%), виркон (0,5-1,0%).

Предстерилизационная очистка включает последовательно:

- ополаскивание эндоскопов и инструментов к ним в проточной воде в течение 3 мин;

- замачивание эндоскопов и инструментов в моющем растворе при полном погружении и заполнении внутренних открытых каналов в течение 20

мин при температуре 40 °С;

- обработку при помощи щеточки и ватного тампона наружной и внутренней поверхности каждого инструмента в течение 2 мин;
- ополаскивание эндоскопов и инструментов в проточной воде в течение 5 мин с применением моющих средств «Прогресс», «Маричка» и в течение 10 мин с применением моющих средств «Айна», «Астра», «Лотос-автомат»; тщательно промываются каналы;
- ополаскивание инструментов дистиллированной водой в течение 0,5 мин.

После ополаскивания инструментов их переносят на чистую простыню для удаления влаги с наружной поверхности. Влагу из внутренних открытых каналов инструментов удаляют с помощью шприца.

Очищенные и просушенные инструменты подвергают стерилизации.

3.6 Стерилизация эндоскопов и инструментов

3.6.1. Стерилизация термическим методом

Стерилизации термическим методом подлежат детали жестких эндоскопов, за исключением узлов, содержащих оптические элементы.

Высушенные после предстерилизационной очистки и упакованные детали жестких эндоскопов стерилизуют:

- насыщенным паром при температуре 132 °С в течение 20 мин;
- сухим горячим воздухом при температуре 180 °С в течение 60 мин.

3.6.2 Стерилизация химическим методом

Стерилизацию гибких эндоскопов химическим методом и инструментов к ним проводят растворами стерилизующих средств:

- препаратом сайдекс в течение 10 ч. Он может использоваться многократно в течение 14 дней;

- 2,5% раствором глютарового альдегида в течение 6 ч;
- 8% раствором «Лизоформин-3000» при температуре 50 °С в течение 1 ч, раствор используется однократно;
- 6% раствором перекиси водорода в течение 6 ч (только для эндоскопов, в эксплуатационной документации которых указано на возможность использования данного средства).

По окончании стерилизации эндоскопы ополаскивают от остатков стерилизующих растворов в пластмассовых стерильных емкостях стерильной водой из расчета не менее 1 л воды на каждый эндоскоп. Жесткие эндоскопы (или их детали) оставляют погруженными в воду на 15 мин. Гибкие эндоскопы отмывают последовательно в 2 водах, пропуская через канал для инструментов и канал «вода/воздух» не менее 50 мл воды каждой порции. Время ополаскивания в каждой емкости - 15 мин. Воду, пропущенную через каналы, удаляют, не допуская ее попадания в емкость с эндоскопом.

Отмытые от стерилизующего средства эндоскопы (или их части) помещают в стерильную простыню, удаляют из канала оставшуюся жидкость с помощью стерильного шприца и перекладывают в стерильную коробку, выложенную стерильной простыней или в стерильный мешок (чехол) из ткани. Срок хранения стерильного эндоскопа не более 3 сут.

Емкости, в которых производят ополаскивание эндоскопов и инструментов, предварительно стерилизуют паровым методом при температуре 132 °С в течение 20 мин или при 120 °С - 45 мин.

3.6.2 Стерилизация газовым методом

Стерилизацию проводят в соответствии с методическими рекомендациями по очистке, дезинфекции и стерилизации эндоскопов и медицинских инструментов к гибким эндоскопам, утвержденными МЗ РФ 9 февраля 1988 г., № 28-6/3 и 17 июля 1990 г., № 15-6/33.

Для этих целей используют:

- раствор формальдегида в этиловом спирте; -
- окись этилена (1200 мг/дм³).

Перспективны разработки по стерилизации эндоскопического оборудования в озоновых камерах. Однако в настоящий момент их конструкция предусматривает стерилизацию медицинских изделий, не имеющих внутренних полостей, что, к сожалению, делает невозможным их применение в эндоскопии и лапароскопии.

3.7 Контроль качества дезинфекции, предстерилизационной очистки и стерилизации эндоскопов

3.7.1 Контроль качества дезинфекции эндоскопов

Контроль качества дезинфекции проводит бактериологическая лаборатория лечебно-профилактического учреждения не реже 1 раза в месяц, санитарно-эпидемическая служба - не реже 2 раз в год.

При контроле качества дезинфекции эндоскопов проводят смывы с наружной поверхности рабочих частей эндоскопа стерильными ватными тампонами или стерильными марлевыми салфетками. При контроле качества дезинфекции каналов эндоскопа рабочий конец помещают в пробирку со стерильной водой и с помощью стерильного шприца 1-2 раза промывают канал тем же раствором.

Контролю подлежит 1% эндоскопов (но не менее 1 изделия каждого наименования), одновременно подвергнутых дезинфекции одним методом.

3.7.2 Контроль качества предстерилизационной очистки эндоскопов

Контроль качества предстерилизационной очистки эндоскопов осуществляют санитарно-эпидемическая служба или дезинфекционная станция не реже 1 раза в квартал. Самоконтроль проводится не реже 1 раза в неделю, организуется и контролируется старшей медицинской сестрой отделения. Результаты проверки регистрируются в специальном журнале.

Для контроля качества предстерилизационной очистки используют азопирамовую, амидопириновую или другую рекомендованную официально пробу на наличие остаточного количества крови, фенолфталеиновую пробу - на наличие остаточного количества щелочных компонентов моющего средства.

Проверке качества предстерилизационной очистки подлежит рабочая (гибкая) часть и инструментальный канал эндоскопов. С этой целью наружная поверхность эндоскопа протирается марлевой салфеткой, смоченной раствором азопирама и/или фенолфталеина.

3.7.3 Контроль качества стерилизации эндоскопов

Контроль стерильности проводят санитарно-бактериологические лаборатории центров Госсанэпиднадзора не реже 2 раз в год, бактериологические лаборатории ЛПУ - не реже 1 раза в месяц.

Контролю подлежит 1% эндоскопов (но не менее 1 эндоскопа каждого наименования), одновременно простерилизованных одним методом.

Контроль стерильности инструментов, простерилизованных химическим (растворами) или газовым методом, проводится после ополаскивания инструментов или окончания процесса нейтрализации.

Забор проб для контроля стерильности инструментов проводят методом смыва, соблюдая правила асептики. При проверке стерильности инструментов, имеющих внутренние каналы, рабочий конец опускают в пробирку со стерильной водой или изотоническим раствором, и с помощью стерильного шприца 4-5 раз промывают канал. С наружной рабочей поверхности эндоскопов и инструментов смывы берут стерильными марлевыми салфетками, увлажненными 0,9% раствором хлорида натрия или стерильной водой. Каждую салфетку помещают в отдельную пробирку с питательной средой.

3.8 Бактериологическое исследование внешней среды

В эндоскопическом отделении наиболее целесообразным является исследование внешней среды по эпидемическим показаниям с учетом конкретной эпидемической обстановки. Бактериологическое исследование микробной обсемененности предметов внешней среды предусматривает выявление стафилококка, синегнойной палочки, микроорганизмов семейства энтеробактерий с чистых (во время профилактического обследования) и бывших в употреблении предметов (по эпидпоказаниям). Исследование внешней среды в эндоскопическом отделении (кабинете) проводится ежеквартально.

Забор проб с поверхностей осуществляют методом смывов. Взятие смывов производят стерильным ватным тампоном на палочках. Тампон увлажняют физиологическим раствором из пробирки, после протирания исследуемый объект помещают в ту же пробирку с 5 мл стерильного физиологического раствора.

3.9 Дезинфекция

Дезинфекцию производится одним из приведенных ниже способов (на примере ректоскопа).

Способ 1. Дезинфекцию вирконом проводят следующим образом:

- сразу после извлечения ректоскопа из исследуемой полости необходимо прочистить щеткой каналы тубусов и протереть салфеткой поверхность 0,5 %ным раствором виркона (1 л питьевой воды на 5 г виркона);
- ректоскоп поместить в 1 %-ный раствор виркона (1 л питьевой воды на 10 г виркона);
- ректоскоп вынуть из дезинфицирующего раствора и тщательно прополощите в воде.

Способ 2. Погрузить ректоскоп на (180 ± 5) мин в 3 %-ный раствор перекиси водорода. Температура раствора $(18-40) ^\circ\text{C}$.

Способ 3. Погрузить ректоскоп на (15 ± 5) мин в 70 %-ный раствор этилового спирта. Температура раствора $(20 \pm 1)^\circ\text{C}$.

Способ 4. Погрузить ректоскоп на (15 ± 5) мин в 2 %-ный раствор лизоформина 3000 (20 мл препарата на 980 мл питьевой воды).

Способ 5. Погрузить ректоскоп на (15 ± 5) мин в 2 %-ный раствор гигасерта ФФ. Дезинфекцию ручки, нагнетателя и металлической части коагулятора проводят протиранием салфеткой из бязи по ГОСТ 29298 или марли по ГОСТ 11109, смоченной дезинфицирующим раствором (салфетка должна быть отжата).

3.10 Стерилизация (на примере ректоскопа)

Способ 1. Погрузить ректоскоп на (360 ± 5) мин в 6 %-ный раствор перекиси водорода. Температура раствора $(18-45)^\circ\text{C}$.

Способ 2. Погрузить ректоскоп на (600 ± 5) мин в 2,5 %-ный раствор сайдекса. Температура раствора $(21 \pm 1)^\circ\text{C}$.

Способ 3. Погрузить ректоскоп на (360 ± 5) мин в глутаровый альдегид. Температура раствора $(21 \pm 1)^\circ\text{C}$.

Способ 4. Погрузить ректоскоп на (60 ± 5) мин в 8 %-ный раствор лизоформина 3000. Температура раствора 40°C , 50°C .

Способ 5. Погрузить ректоскоп на (60 ± 5) мин в 8 %-ный раствор гигасерта ФФ. Температура раствора 40°C .

3.11 Установка дезинфекционная эндоскопическая УДЭ-1-«КРОНТ»

Установка дезинфекционная эндоскопическая УДЭ-1-«КРОНТ» предназначена для дезинфекции и предстерилизационной (окончательной – перед дезинфекцией высокого уровня) очистки гибких эндоскопов, видеоэндоскопов, эндоскопов с ультразвуковыми датчиками полностью и не полностью погружаемых отечественного и импортного производства (рисунок 3.9). Обработку гибких эндоскопов в установке проводят в соответствии с инструкцией по эксплуатации, руководством по эксплуатации, руководствуясь

Санитарно-эпидемиологическими правилами СП 3.1.1275-03 «Профилактика инфекционных заболеваний при эндоскопических манипуляциях», МУ 3.5.1037-04 «Методическими указаниями по очистке, дезинфекции и стерилизации эндоскопов и инструментов к ним», другими действующими нормативными документами, в которых отражены вопросы обработки эндоскопов, а также инструкциями по применению конкретных средств дезинфекции и предстерилизационной очистки.

В качестве средств очистки и дезинфекции используют разрешенные в установленном порядке в РФ средства. Перед обработкой на установке УДЭ-1 «КРОНТ» эндоскоп должен пройти предварительную очистку ручным способом и тест на нарушение герметичности в соответствии с Санитарноэпидемиологическими правилами СП 3.1.1275-03 «Профилактика инфекционных заболеваний при эндоскопических манипуляциях», Методическими указаниями МУ 3.5.1037-04 «Очистка, дезинфекция и стерилизация эндоскопов и инструментов к ним».



Рисунок 3.9 - Установка дезинфекционная эндоскопическая УДЭ-1-«КРОНТ»

Установка "УДЭ" гарантирует качество обработки эндоскопов и полностью исключает инфицирование пациентов и медицинского персонала патогенными вирусами (возбудители гепатита В, ВИЧ-инфекции), бактериями (стафилококк,

синегнойная палочка и др.), микробактериями туберкулеза. Установка может быть использована для обработки трубок наркодыхательной аппаратуры, катетеров. Химически стойкий насос обеспечивает непрерывную подачу фильтрованных технологических растворов во внутренние каналы эндоскопов без образования пузырьков воздуха и разрывов струи, что гарантирует дезинфекцию всей поверхности каналов. Насос выполнен из нержавеющей стали, фторопласта и химически стойкой резины.

Технические характеристики установки представлены в таблице 3.2.

Таблица 3.2 – Технические характеристики установки УДЭ-1-«КРОНТ»

<p>Назначение</p>	<p>Установка дезинфекционная эндоскопическая УДЭ-1-«КРОНТ» предназначена для дезинфекции и предстерилизационной (окончательной – перед дезинфекцией высокого уровня) очистки гибких полностью и не полностью погружаемых эндоскопов, видеоэндоскопов, эндоскопов с ультразвуковыми датчиками отечественного и импортного производства и эндоскопических принадлежностей.</p>
<p>Нормативный документ</p>	<p>Инструкция по эксплуатации. Утверждена приказом Росздравнадзора от 22 июля 2010 г. № 5709-Пр/10.</p>
<p>Конструкция</p>	<p>Анатомическая ванна для укладки эндоскопа, оснащенная ручным двухходовым насосом, навесная полка и поддон для размещения необходимых принадлежностей для обработки, установлены на рамной конструкции с химически стойким порошковым покрытием.</p>

Продолжение таблицы 3.2

Комплект- ность	<p>Адаптеры для подключения к внутренним каналам эндоскопов</p> <p>(Olympus, Ломо). Емкости для обработки съёмных принадлежностей эндоскопов (клапаны, загубники и т.д.) - контейнеры КДС-0,2-"КРОНТ" (2 шт.) и контейнер КДС-1"КРОНТ" (без утопителя). Емкости 10 литров для сбора рабочих растворов многократного применения - ванна и крышка контейнера КДС-10-"КРОНТ".</p>
Габаритные размеры	960x525x1230 мм
Вес	20 кг
Грузоподъемность	50 кг
Ванна	<p>Цельнолитая ванна из ударопрочного химически стойкого пластика. Для удобства проведения санитарной обработки ванна выполнена самофиксирующейся и легкосъёмной.</p> <p>Ванна имеет обтекаемые контуры для избежания критических изгибов эндоскопа при обработке и крышку для исключения испарений растворов. Ванна оснащена устройством слива отработанных растворов. Устройство слива выполнено в виде гибкого слива с фиксирующимся наконечником.</p>

Насос	<p>Химически стойкий насос обеспечивает непрерывную подачу фильтрованных технологических растворов во внутренние каналы эндоскопа без образования пузырьков воздуха и разрывов струи, что гарантирует дезинфекцию всей поверхности каналов. Насос выполнен из нержавеющей стали, фторопласта и химически стойкой резины.</p>
-------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Продолжение таблицы 3.2

Объем ванны	<p>Максимальный – 15 л.; Рекомендуемый рабочий объем ванны – 5 л.</p>
Фильтрация растворов	<p>Фильтрация моющих и дезинфицирующих растворов, подающихся насосом в каналы эндоскопа, обеспечивается сетчатым фильтром из нержавеющей стали с размерами ячеек 0,2 мм. Фильтрация отработанных растворов обеспечивается легкоъемным сетчатым фильтром из нержавеющей стали с размерами ячеек 0,2 мм.</p>
Колесные опоры	<p>Поворотные колесные опоры д. 75 мм с резиновым ободом из резины с пластиковыми амортизирующими отбойниками. Два из четырех колес имеют тормоз</p>
Поддон	<p>Цельнолитой поддон из ударопрочного химически стойкого пластика. Для удобства проведения санитарной обработки выполнен самофиксирующимся и легкоъемным. Рабочая поверхность поддона: 770x400x25 мм Глубина поддона: 10 мм</p>

Навесная полка	Цельнолитая навесная полка из ударопрочного химически стойкого пластика. Для удобства проведения санитарной обработки полка выполнена самофиксирующейся и легкоъемной. Размеры полки: 830x245 мм
Обработка	Обработка любыми разрешенными в РФ моющими и дезинфицирующими средствами.

Подключения эндоскопов с одним или двумя инструментальными каналами к установке дезинфекционной эндоскопической УДЭ-1-«КРОНТ» представлены на схемах согласно рисункам 3.10, 3.11.

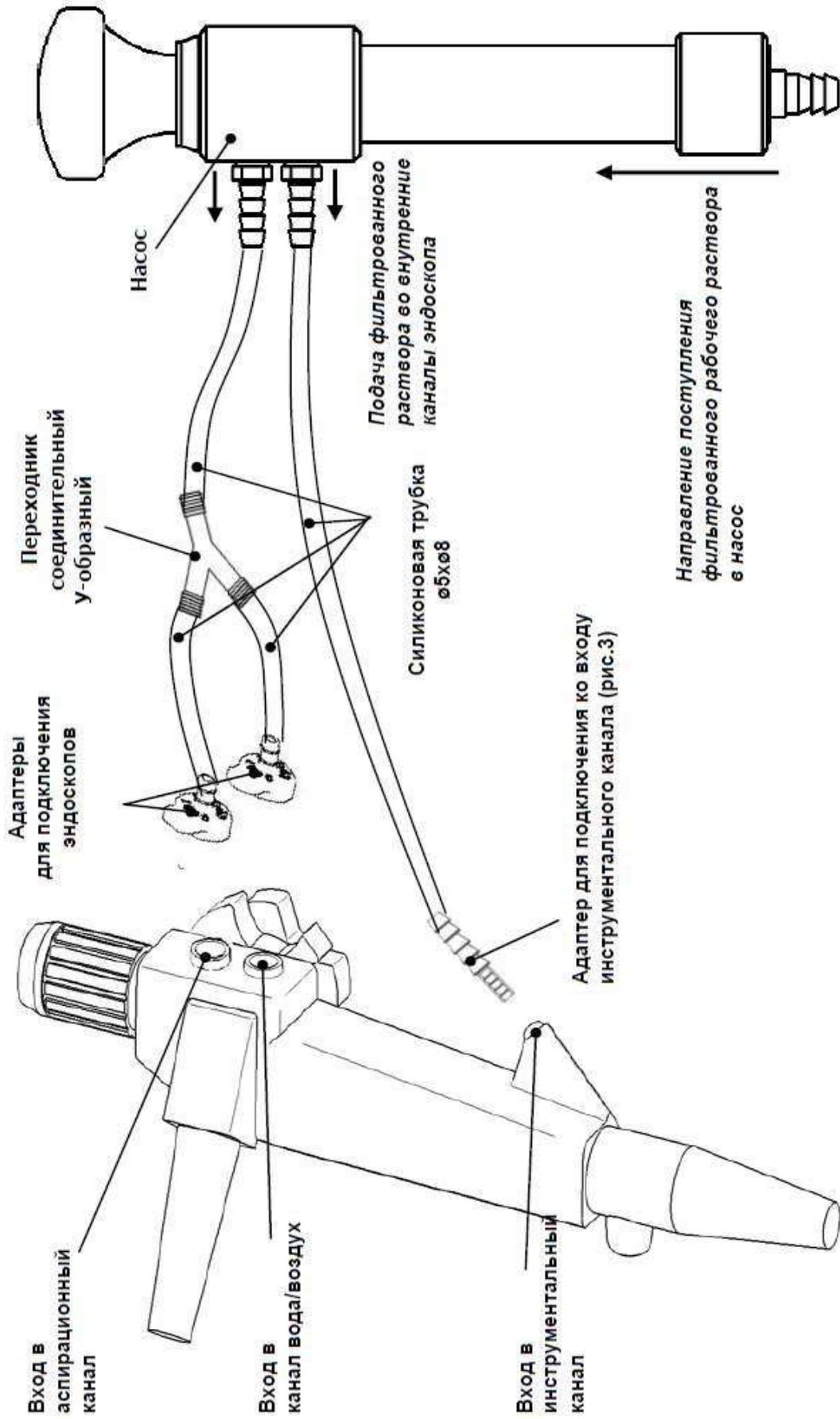


Рисунок – 3.10 - Схема подключения эндоскопов с одним инструментальным каналом

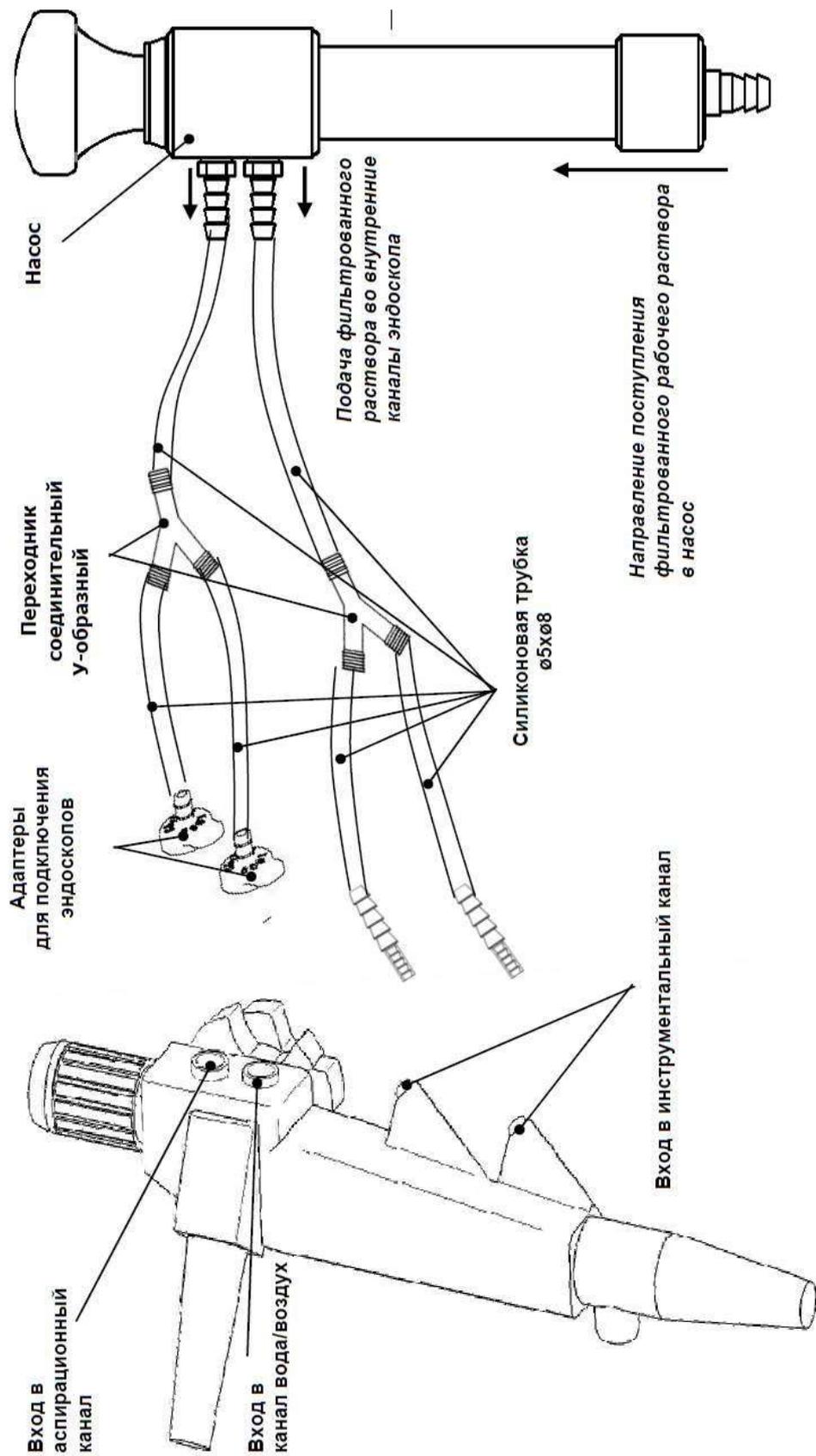
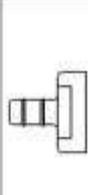
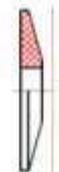
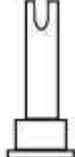
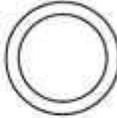
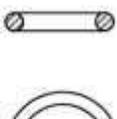


Рисунок – 3.11 - Схема подключения эндоскопов с двумя инструментальными каналами

Приспособления для подключения эндоскопов к установке дезинфекционной эндоскопической УДЭ-1-«КРОНТ» представлены в таблице 3.3.

Таблица 3.3

Приспособления для подключения эндоскопов

							
Адаптер для подключения ко входам каналов вода/воздух и аспирационного эндоскопов Olympus	Адаптер для подключения ко входу инструментально го канала эндоскопов Olympus, ЛОМО	Адаптер для подключения ко входам каналов вода/воздух и аспирационного эндоскопов ЛОМО	Переходник соединительный U-образный	Переходник ассиметричный для импортных моделей эндоскопов	Дроссель	Трубка силиконовая	
Запасные части для насоса							
							
Манжета резиновая малая на поршень	Манжета резиновая большая в верхний стакан	Клапан резиновый	Штырь металлический	Резиновое кольцо ø22хø27 и ø20хø26			

Фильтрующие элементы

Сетчатый фильтр в пластиковой обойме ванны УДЭ (размер ячейки – 0,2 мм)

4. Организация работы эндоскопического отделения (кабинета)

4.1 Общие положения санитарно-эпидемические требования, предъявляемые к эндоскопическим отделениям (кабинетам).

Эндоскопическая служба организуется в республиканских, областных (окружных), городских и центральных районных больницах с коечным фондом более 300 коек, в онкологических диспансерах (более 100 коек) и в поликлиниках, обслуживающих более 50 000 человек.

Отдел или отделение эндоскопии размещается в специально оборудованном помещении, полностью отвечающем требованиям правил по устройству, эксплуатации и технике безопасности.

Помещения, предназначенные для проведения эндоскопических исследований, должны быть:

а) изолированными, просторными, легко проветриваемыми с помощью искусственной и естественной вентиляции, удобными для обработки и стерилизации;

б) с отделкой полов и стен легко моющимся покрытием (кафель);

в) оснащены необходимой мебелью для хранения медикаментов, эндоскопов, инструментов;

г) с отдельными помещениями для чистки, мытья и обработки эндоскопов и инструментария.

Помещения, в которых производятся диагностические исследования верхних отделов желудочно-кишечного тракта, должны иметь: кабинет врача площадью 10 м², процедурный кабинет - 18 м².

Помещения для обследования толстой кишки должны включать: кабинет врача площадью 10 м², процедурный кабинет - 18 м², кабину для раздевания - 4 м².

Помещения для выполнения бронхоскопии, цистоскопии и гистероскопии должны иметь:

- кабинет врача площадью 10 м²;

- процедурный кабинет - 36 м², шлюз - 2 м × 2 м.

Дополнительно возле каждого процедурного кабинета надлежит оборудовать отдельные помещения для обработки, дезинфекции (стерилизации) и хранения эндоскопического оборудования площадью не менее 10 м².

При наличии 4 кабинетов дополнительно должны находиться одно складское помещение площадью 6 м² и фотолаборатория - 10 м².

Эндоскопическая плановая операционная должна иметь площадь не менее 36 м² и предоперационную площадью 10 м². Эндоскопическая экстренная операционная - соответственно площадь 22 м² и предоперационную площадью 10 м².

В крупных лечебных учреждениях возникает необходимость в проведении большого количества различных диагностических и лечебных вмешательств. Выполнить такой объем работы невозможно без создания комплекса эндоскопических кабинетов, которые могут быть либо сгруппированы в одном блоке, либо размещены в соответствующих отделениях. Первый вариант целесообразнее, так как позволяет более рационально использовать эндоскопическое оборудование, применяя его в смежных кабинетах. Оптимальной нагрузкой на эндоскоп считается выполнение 700 исследований в год.

Количество кабинетов определяется видом и частотой проводимых эндоскопических исследований и операций. В настоящее время обязательным является наличие на каждый вид исследования (гастроскопия, колоноскопия, бронхоскопия) отдельного кабинета.

В эндоскопическом отделении должно быть помещение для персонала (ординаторская, кабинет старшей сестры), достаточное количество подсобных помещений (комната для хранения оборудования, дезинфекционных средств и т.п.).

4.2 Основные указания по технике безопасности для работы с эндоскопическими системами

1. Перед каждым использованием приборов необходимо проверять работоспособность, а также качество очистки, дезинфекции и стерилизации оптики.

2. Перед первым использованием приборы нестерильны, поэтому подлежит очистке, дезинфекции и/или стерилизации, а также перед каждым последующим использованием.

3. При обнаружении явных повреждений следует отказаться от пользования прибором. Оптические приборы следует заменить, если изображение размытое, отсутствует или видны только части изображения.

4. Необходимо уменьшить интенсивность источника света до такой степени, чтобы обеспечивалась оптимальная освещенность операционного поля. Чем выше интенсивность источника света, тем больше теплоотдача на наконечнике оптического прибора.

5. Запрещается класть конец световодного кабеля или оптический прибор на или под стерильную простынь, покрывающую пациента. Высокая интенсивность света может привести к ожогам пациента, воспламенению стерильной простыни.

6. Запрещается смотреть в открытый конец световода.

7. Указанные процедуры очистки, дезинфекции и стерилизации сами по себе еще не гарантируют дезинфекцию или стерильность. Их можно достичь только в том случае, если персонал применяет признанные и утвержденные методы обработки.

8. Перед стерилизацией оптические приборы необходимо тщательно очистить от органических веществ и остатков моющих средств. Стерилизация производится только на чистых поверхностях;

9. Необходимо применять только специальные смазочные средства на силиконовой и масляной основе, т. к. стерилизующие средства могут воздействовать не на все виды силикона или масла.

10. Химическая дезинфекция при применении на пациенте рекомендуется исключительно для оптики, соприкасающейся только со слизистой оболочкой или же с небольшими повреждениями на коже. Химическая дезинфекция при применении на пациенте не рекомендуется для оптики, применяемой при лапароскопических, артроскопических, гинекологических, реконструктивных или эстетических операциях. В этих случаях рекомендуется стерилизация. Приведенная здесь информация не касается дезинфекции, которая проводится с целью защиты персонала.

11. Перед погружением миниатюрных эндоскопов в дезинфицирующий раствор снимающуюся окулярную часть следует либо закрыть заглушкой, либо плотно насадить на эндоскоп.

12. Необходимо точно соблюдать инструкции по эксплуатации и спецификации разъемов медицинских изделий, используемых вместе с прибором.

13. При использовании эндоскопов с электрическими эндоскопическими принадлежностями не исключается возможность суммирования токов утечки пациента. Это особенно важно при использовании устройств типа CF. В этом случае другие используемые устройства также должны относиться к типу CF, чтобы минимизировать общий ток утечки пациента.

14. Особые меры по утилизации не требуются. Следует соблюдать соответствующие национальные предписания/законы.

Рекомендуемая литература:

1. Эндоскопия. Базовый курс лекций: учебное пособие / Хрячков В.В., Федосов Ю.Н., Давыдов А.И., Шумилов В.Г., Федько Р.В. - 2009.
2. Большая Медицинская Энциклопедия.- М.: Советская энциклопедия, 1969 – 1978.
3. <http://www.nazdor.ru/topics/improvement/devices/current/468688/>
4. <http://vet.uga.edu/mis/exotics/equipment/rigid.php>
5. Балалыкин А.С. Эндоскопическая абдоминальная хирургия.- Издательство: ИМА-пресс , 1996
6. Савелиев В.С., Исаков Ю.Ф., Лопаткин Н.А. и др. Руководство по клинической эндоскопии / Под ред. В.С. Савельева, В.М. Буянова, Г.И. Лукомского. — М.: Медицина, 1985.
7. <http://www.souz-eka.ru/produkcija/10mm-zahvatnye-i-dissekcionnyeshchipcy>
8. ГОСТ 18305 - 83. Эндоскопы медицинские. Термины и определения. – М.: Изд-во стандартов, 1985.
9. ГОСТ 23496 - 89. Эндоскопы медицинские. Общие технические требования и методы испытаний. – М.: Изд-во стандартов, 1991.
10. Хацевич Т.Н., Михайлов И.О. Эндоскопы: Учеб. пособие. – Новосибирск: СГГА, 2002.
11. Штейн Г.И. Руководство по конфокальной микроскопии. - СПб: ИНЦ РАН, 2007.
12. <http://endomed.biz/d/177988/d/histology-katalog.pdf>
13. Лукашева Н.Н., Ткаченко С.Б., Потекаев Н.Н., Кузьмина Т.С., Василевская Е.А. Прижизненная отражательная конфокальная лазерная

сканирующая микроскопия: история создания, принцип работы, возможности применения в дерматологии// Клиническая дерматология и Венерология, 2008, № 5.

Содержание

Введение	3
1. История развития эндоскопии.....	3
1.1 Ригидный период.....	10
1.2 Полугибкий период	12
1.3 Волоконно-оптический период.....	15
1.4 Электронный период.....	17
1.5 Развитие отечественной эндоскопической техники.....	17
2. Виды и конструктивные особенности современных эндоскопов..	21
2.1 Назначение и классификация эндоскопов.....	21
2.2 Структура, устройство и принцип действия эндоскопических систем.....	30
2.2.1 Структура эндоскопических систем.....	30
2.2.2 Устройство эндоскопических систем.....	32
2.2.3 Ректоскоп с волоконным светодиодом.....	39
2.2.4 Принцип действия гибких эндоскопических систем.....	43
2.3 Видеоэндоскопы.....	51
2.4 Эндоультразвуковые эндоскопы.....	51
2.4.1 Конфокальная эндомикроскопическая система.....	51
2.4.2 Конфокальные лазерные микроскопы в эндоскопии.....	56
2.4.3 Флуоресценция как основа для определения о пухелей в эндоскопии.....	60
2.4.4 Спектральные диапазоны КСЛМ.....	64
2.4.5 Разрешающая способность.....	65
2.5 Щипцовая биопсия в эндоскопии.....	66
2.6 Электронный инфулятор для эндоскопии (Endoflator KARL STORZ).....	71

2.6.1 Назначение прибора.....	71
2.6.2 Порядок подготовки прибора к работе.....	75
2.6.3 Подготовка к инфуляции CO ₂	79
2.7 Источник холодного света (XENON 300 KARL STORZ)...	
2.7.1 Описание прибора , элементы управления, индикация, разъемы и их функции.....	81
2.8 Высокочастотный хирургический прибор AUTOCON® 200 KARL STORZ.....	89
2.5.1 Принцип высокочастотной хирургии.....	89
2.8.2 Элементы управления, индикаторы, подсоединения и их функции.....	94
3.Обслуживание и обработка эндоскопического оборудования и инструментария.....	102
3.1 Проверка, внешний осмотр и ручная чистка эндоскопов.....	102
3.2 Проверка исправности эндоскопического оборудования.....	108
3.3 Предварительная очистка эндоскопов и инструментов.....	110
3.4 Дезинфекция эндоскопов.....	112
3.5 Предстерилизационная очистка эндоскопов.....	114
3.6 Стерилизация эндоскопов и инструментов.....	115
3.7 Контроль качества дезинфекции, предстерилизационной очистки и стерилизации эндоскопов.....	117
3.7.1 Контроль качества дезинфекции эндоскопов.....	117
3.7.3 Контроль качества стерилизации эндоскопов.....	118
3.8 Бактериологическое исследование внешней среды.....	118
3.9 Дезинфекция.....	123
3.10 Стерилизация.....	124
3.11 Установка дезинфекционная эндоскопическая	

УДЭ-1-«КРОНТ».....	137
4. Организация работы эндоскопического отделения (кабинета) 4.1 Общие положения санитарно-эпидемические требования, предъявляемые к эндоскопическим отделениям (кабинетам).....	147
4.2 Основные указания по технике безопасности для работы с эндоскопическими системами.....	150
Рекомендуемая литература	152