

Информация об авторах: Михалева Оксана Григорьевна – ассистент кафедры, к.м.н., 664049, Иркутск, м/р Юбилейный, 100, ИГМАПО, кафедра эндокринологии, тел. (3952) 512-460, e-mail: ogmihaleva@mail.ru; Бардымова Татьяна Прокопьевна – заведующая кафедрой, профессор, д.м.н.; Березина Марина Витальевна – ассистент кафедры.

© КОЗЛОВ Ю.А., НОВОЖИЛОВ В.А., МАХОВ А.Н. – 2013
УДК: 616-089.819-053.3

ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ МИНИМАЛЬНО ИНВАЗИВНОЙ ХИРУРГИИ У НОВОРОЖДЕННЫХ И ДЕТЕЙ ПЕРВЫХ 3-Х МЕСЯЦЕВ ЖИЗНИ

Юрий Андреевич Козлов^{1,3}, Владимир Александрович Новожилов^{1,2,3}, Андрей Николаевич Махов¹
(¹Городская Ивано-Матренинская детская клиническая больница, Иркутск, гл. врач – д.м.н. В.А. Новожилов, центр хирургии и реанимации новорожденных, зав. – к.м.н. Ю.А. Козлов; ²Иркутский государственный медицинский университет, ректор – д.м.н., проф. И.В. Малов, кафедра детской хирургии, зав. – д.м.н. В.А. Новожилов; ³Иркутская государственная медицинская академия последипломного образования, ректор – д.м.н., проф. В.В. Шпрах, кафедра детской хирургии, зав. – д.м.н., проф. В.Н. Стальмахович)

Резюме. В научном обзоре систематизированы данные об истории возникновения технологий минимально инвазивной хирургии у детей и продемонстрированы современные технические устройства, необходимые для выполнения эндохирургических операций у детей первых трех месяцев жизни.

Ключевые слова: лапароскопия, торакокопия, новорожденные.

THE TECHNOLOGICAL BASES OF THE MINIMALLY INVASIVE SURGERY IN NEONATES AND INFANTS OF THE FIRST THREE MONTHS OF THE LIFE

Y.A. Kozlov^{1,3}, V.A. Novozhilov^{1,2,3}, A.N. Makhov¹
(¹Irkutsk Municipal Pediatric Clinical Hospital; ²Irkutsk State Medical University;
³Irkutsk State Medical Academy of Continuing Education, Russia)

Summary. In the scientific review are systematized the history of the beginning of technologies of minimally invasive surgery at children and demonstrated the modern technical devices necessary for performance of endosurgical operations at children of the first three months of the life.

Key words: laparoscopy, thoracoscopy, newborns.

Развитие минимально агрессивной эндохирургии у детей первых трех месяцев жизни полностью зависит от прогресса в индустрии конструирования и производства эндоскопического оборудования. Прошлые, настоящие и будущие успехи в области эндоскопической детской хирургии были и будут продиктованы не так готовностью и талантом хирургов, как оборудованием, доступным им.

История развития эндоскопических технологий

Желание заглянуть внутрь человеческого тела так же старо, как сама медицина. Минимально инвазивная хирургия у маленьких детей, используемая сегодня, началась с того же самого желания. История эндоскопии относительно молода – прошло только 200 лет, как Р. Bozzinni (1773-1809) сообщил в 1804 г. о создании эндоскопического инструмента – проводника света (от нем. – der Lichtleiter), впервые использовав восковую свечу для освещения и систему зеркал и трубок для проведения ее света. Этот аппарат позволил получить ограниченную визуализацию верхних и нижних отделов желудочно-кишечного тракта [6].

В 1853 г. А. Desormeaux (1830-1894) продемонстрировал инструмент, который служил для обследования уретры, мочевого пузыря, влагалища, кишечника [41]. Эндоскоп Desormeaux оснащался дополнительными устройствами. Для освещения использовалось пламя от горения смеси алкоголя и скипидара, которое иногда приводило к ожогам лица врача и ног пациента. В 1876 г. М. Nitze (1848-1906) после изобретения лампочки Эдисона создал первый оптический эндоскоп со встроенной электрической лампочкой как источником освещения [29,41]. В 1901 г. Дмитрий Оскарович Отт (1859-1929) выполнил первую зарегистрированную в мире лапароскопию у человека в Санкт-Петербурге, используя гинекологическое зеркало, внешний источник света и отражатель [35]. В 1902 г. G. Kelling (1866-1945) применил цистоскоп Nitze, чтобы исследовать брюшную полость собак [29]. К 1910 г. он сообщил, что вы-

полнил много успешных диагностических лапароскопий у людей и ввел термин целиоскопия. Н. Яacobaeus из Стокгольма, использовал в 1910 г. термин лапаротомоскопия, чтобы описать процедуры, которые выполнялись внутри грудной клетки и брюшной полости, и был особенно восторжен по поводу торакокопического прижигания плевральных сращений при туберкулезе [21]. В 1920 г. В. Orndoff осуществил идею создания стилета пирамидальной формы с троакаром, чтобы облегчить прокол брюшной стенки [34]. В следующем году Korbach [26] сконструировал первую иглу для инфуляции и Goetze [15] представил детали нового устройства, именуемого инфулятором. В 1924 Zollikofer R. был первым, кто указал на ценность использования углекислого газа для создания пневмоперитонеума [29]. В это же время (1929 г.) Н. Kalk, основатель школы немецкой лапароскопии, разработал систему линз, позволяющую выполнять диагностическую лапароскопию и пункционную биопсию печени [22].

Хирург из Лос-Анджелеса J. Ruddock, сотрудничая с компанией American Cystoscope Makers Inc. (ACMI), изобрел оптическую систему угловой визуализации, которая сильно облегчила лапароскопию [45]. В его исследовании 1957 г., которое насчитывает результаты 5000 перитонеоскопий, он сообщает почти о 100 случаях использования этой технологии у младенцев и детей [44]. Примерно в это же время J. Veress разработал пружинную иглу для наложения пневмоторакса и пневмоперитонеума [54]. В 1952 г. Fourestier, используя стержень, изготовленный из кварца, способствовал замене дистальной лампы на периферический источник света, преимущества которого в лапароскопии стали сразу очевидными [13,29]. Этот метод доставки света решительно улучшил освещение полостей тела и устранил высокую температуру, которая создавалась в оптической системе [29]. Новая технология также облегчила развитие цветного телевидения и передачи изображения из брюшной полости на расстояние. Однако, кварцевая технология была дорога

и представляла собой довольно хрупкую конструкцию [29]. Поэтому появление фиброоптических технологий произвело переворот в твердой и гибкой эндоскопии. В 1954 г. Hopkins и Karan из Королевского Лондонского Колледжа первые сообщили об использовании фиброоптической системы [18]. С 1957 по 1961 г. Hirschowitz из университета Алабамы в Бирмингеме, работая в сотрудничестве с компанией АСМІ, разработал стекловолокно, которое могло функционировать в гибком эндоскопе и использоваться в гастроскопии, что он успешно продемонстрировал на себе [17].

В 1959 г. Harold Hopkins описал оптическую систему на основе стержневых линз и в 1960 г. в сотрудничестве с Karl Storz разработал абсолютно новую систему ригидных телескопов с возможностью фиброоптической передачи света. Также в 1960 Karl Storz запатентовал первый источник света, который был отделен от эндоскопа и давал возможность передачи света на расстоянии с помощью фиброволоконного кабеля [41]. В 60-х годах прошлого века немецкий гинеколог Kurt Semm, внесший очень много нового в лапароскопическую хирургию, создал первый газовый инсуффлятор и 13 сентября 1980 г. Kurt Semm впервые выполнил лапароскопическую аппендэктомию [46].

Основные компоненты минимально инвазивной хирургии *Оптические телескопы*

Фундаментальной основой минимально инвазивной хирургии является качество видеоизображения, полученного из внутренних пространств организма маленького ребенка. От достоинств изображения зависит детальная информация о недоступном прямой визуализации объекте, на котором будут проводиться манипуляции. В настоящее время большинство детских хирургов предпочитают использовать у маленьких детей оптические системы диаметром от 1 до 5 мм и длиной оптической трубки от 18 до 25 см [36,38,48]. Телескопы диаметром 2,5-5 мм предлагают интраабдоминальную и интраоральную визуализацию более лучшего качества, чем эндоскопы диаметром 1-2 мм [50]. Frykman [14] сообщил о достоинствах 3 мм эндоскопа для производства операций у детей весом менее 4 кг и обнаружил, что качество картинки и интенсивность света были адекватными. Оптические трубки маленького диаметра 2-4 мм используются в основном для простых в техническом плане процедур, например, аппендэктомия, пилоромия, реконструкция паховой грыжи. Эндоскопы диаметром 4-5 мм создают изображение лучшего качества и освещенности. Они применяются в основном для сложных процедур, сопровождающихся деликатной диссекцией тканей, узловязанием, наложением анастомозов. Таким образом, наборы оптических трубок для выполнения минимально инвазивных процедур у новорожденных и младенцев должны включать, по крайней мере, несколько 3- и 5-мм телескопов, имеющих угол зрения от 0 и 30.

Источник света

Для получения ярких изображений требуется источник света высокой интенсивности. Наиболее доступные осветители используют галогеновый или ксеноновый (150-300W) источник света. Источники галогенового света производят желтый свет, который требует компенсации во время восстановления "белого баланса". Ксеноновый свет является более белым и самым естественным. Ксеноновые источники света обеспечивают цветовую температуру, которая находится в диапазоне среднего дневного света (5500 K). Источники света, которые оптимальны для использования у детей раннего возраста, могут потребовать других технических решений, чем те, которые необходимы для взрослой лапароскопической хирургии [36]. Автоматическая модуляция интенсивности света – особая проблема в детской эндохирургии. Маленький телескоп концентрирует свет на меньшей области, чем большие телескопы, таким образом создавая центральный яркий свет, интенсивность

которого в этих условиях должна естественно изменяться. Свет от лампы источника света доходит до оптической трубки через оптический кабель света, используя принцип полного внутреннего отражения. Легкий кабель, присоединенный к телескопу, особенно важен у маленьких пациентов. Он может быть легко присоединен к оптической системе, имеющей тоже небольшой размер. Использование кабеля большого диаметра с эндоскопом малого размера приведет к его перегреву.

Видеокамера

Быстрое развитие эндохирургии вообще и педиатрической в частности стало возможным благодаря появлению компактной видеокамеры, содержащей устройство, которое регистрирует и передает изображение на расстояние, так называемой цифровой матрицы (CCD). До разработки видеокамеры хирурги должны были смотреть непосредственно в эндоскоп, чтобы визуализировать внутренние органы [5]. Возможность присоединить относительно маленькую видеокамеру к телескопу позволила хирургу стоять вертикально и манипулировать, смотря на видеоизображение, появляющееся на мониторе [36]. Матрица содержит чип, который составлен из серии горизонтальных и вертикальных рядов светочувствительных датчиков, названных «пикселями». Определенное для камеры разрешение диктует плотность пикселей. Первые хирургические камеры содержали единственный «чип». Современные хирургические камеры теперь содержат три «чипа» и используют призмы, которые разделяют изображение на три цветовых потока, которые проходят через красный, зеленый, и синий фильтры. Сегодня существует много превосходных камер с тремя чипами [16]. Большинство головок видеокамеры содержат кнопки контроля, которые могут быть запрограммированы, чтобы позволить хирургу управлять и приспосабливать для себя баланс белого цвета, цифровой зум и захват изображения.

Альтернатива телескопу, который соединяется с блоком изображения через головку, одеваемую на телескоп, была разработана фирмой Olympus. Технология «чипа» на конце эндоскопа предполагает размещение маленькой камеры в наконечнике телескопа, устраняя систему линз. Гибкий наконечник эндоскопа дает возможность выполнять осмотр под разными углами зрения. Однако, эта технология не имела практического применения в детской эндохирургии, потому что до недавнего времени размер самого небольшого телескопа составлял 10 мм в диаметре. Недавно стала доступной 5-мм версия устройства, которая должна иметь более широкое применение у маленьких детей.

Продолжается разработка приемлемой трехмерной камеры и необходимых принадлежностей к ней [24,49]. Эти устройства часто демонстрируются компаниями на эндохирургических конгрессах, однако до настоящего времени 3-D технология не была широко принята. Стоит ожидать, что с появлением трехмерной технологии эти системы будут полезны у новорожденных.

Мониторы

В последние годы, как и в истории с компьютерными мониторами, в операционной появились мониторы с жидкокристаллическим дисплеем (LCD). LCD-мониторы не оцениваются шкалой, основанной на количестве линий, но вместо этого в них используется параметр – количество пикселей на единицу поверхности. Каждый пункт информации данной картины – пиксель и число пикселей на единицу площади – реально свидетельствует о качестве изображения. Ряд пикселей – цифровой эквивалент линий просмотра. Это изображение не привязано к количеству линий, поэтому темп просмотра может быть очень высоким и иногда упоминается как прогрессивный просмотр. Высококачественные медицинские ЖК-мониторы теперь доступны с разрешением 2560x1280 пикселей на дюйм, обеспечивая непревзойденное качество и естественность видеоизображения, полученного из полостей тела человека [12]. Одновременно с появлением плоских LCD-мониторов

происходила интеграция в операционные залы проекционного телевидения. Позже выяснилось, что проекционные дисплеи обладают рядом недостатков, главными из которых являются низкая контрастность и плохая визуализация в условиях яркого внешнего освещения [7]. Другим перспективным направлением развития эндоскопического изображения явились монтируемые на голову минидисплеи в виде индивидуальных очков, позволяющих получать видеопоток высокого качества [40]. Возможно, очень скоро они будут иметь хорошее будущее с появлением очков-дисплеев нового поколения, оснащенных собственным мощным процессором, таких как, например, Google Glasses, понимающих кроме того голосовые команды и позволяющие выполнять некоторые действия при помощи наклона головы, встряхивания. Стоит согласиться с тем, что будущее эндоскопического изображения находится в руках 3-D, так как двухмерная визуализация искажает представление хирурга о реальности, которая происходит в полостях тела человека [2].

Захват изображения

Индустрия захвата и сохранения хирургических изображений, так же как хирургического видео, сильно изменилась в последние годы в связи с развитием и появлением цифровых технологий в операционной. Дигитальные видеотехнологии облегчили, чем когда-либо, возможность создания высококачественных изображений и использование их различными способами [2]. У большинства головок видеокамер, применяемых сегодня, существует возможность нажатия на кнопку, которая сделает снимок и пошлет изображение на электронный носитель. Большинство компаний, специализирующихся на выпуске оборудования для эндохирургии, производят цифровые устройства захвата изображения, которые регистрируют изображения во время операции [36]. Эти изображения могут быть сохранены на компьютере в операционной и переданы другим портативным носителям информации, таким как USB-флэш память, компакт-диски (CD) или цифровые видео диски (DVD). Идеально, однако, сохранение изображения и видео на жестком диске операционного оборудования, так как в этом случае они могут быть легко передаваться и использоваться в архивах больницы.

Как правило, неподвижные изображения могут быть сжаты и сохранены в стандартном цифровом формате, таком как JPEG (Joint Photographic Experts Group), TIFF (Tag Image File Format) или BMP (BitMap Picture), которые легко редактируются, используя персональные компьютеры и доступное программное обеспечение (Adobe Photoshop). Все современные эндохирургические системы также имеют возможность сделать запись видео непосредственно в цифровом формате. Цифровое видео обычно автоматически сжимается в MPEG (Moving Picture Expert) или AVI (Audio Video Interleave) форматы. Много хирургов затем используют свои персональные компьютеры и программное обеспечение видеоредактирования, чтобы приготовить видео для обучения и презентаций.

Инсуффляторы

В лапароскопической хирургии для создания удобного рабочего поля в качестве газа для пневмоперитонеума используется углекислый газ. Хотя другие газы также изучались [32,55], углекислый газ был отнесен к наиболее выгодному и безопасному для лапароскопической хирургии у детей, потому что он является доступным и относительно недорогим, учитывая те объемы, которые могут быть использованы во время проведения эндоскопических операций. Устройство, которое поставляет и регулирует газ, является инсуффлятором. Этот прибор регулирует поток углекислого газа, поступающий из герметичного резервуара в организм пациента. Важно, что инсуффлятор также контролирует внутрибрюшное давление больного. Поток газа останавливается автоматически, когда достигается необходимое внутрибрюшное давление. Современные инсуффляторы показывают

предустановленный и текущий уровень внутрибрюшного давления, существующий и установленный уровень потока газа и остаточный объем углекислого газа в резервуаре. Важным компонентом нагнетания газа является точное реагирование тревог в случаях, когда внутрибрюшное давление превышает установленное давление. Это особенно важно у новорожденных, где высокое внутрибрюшное давление может привести к уменьшению венозного возврата к сердцу, гипотонии и быстрому повышению PaCO_2 .

Существует ограниченное количество устройств, которые особенно полезны у младенцев, для того, чтобы можно было управлять потоками углекислого газа на низких потоках, и где измерение внутрибрюшного давления происходит в режиме реального времени. Большинство инсуффляторов, которые находятся сейчас на рынке, останавливают поток газа на короткое время, чтобы измерить внутрибрюшное давление. В этих случаях внутрибрюшное давление может превысить безопасные уровни прежде, чем устройство сможет прочитать давление и отключить поток газа. Даже, когда определяется сверхдавление и поток газа останавливается, система автоматически не уменьшает критически высокое давление и поэтому требует особое внимание, чтобы хирург увидел проблему и снизил давление, как правило, открывая клапан троакара [31]. Индустрия производства инсуффляторов для маленьких детей развивается с учетом очень маленьких объемов инсуффляции с очень быстрыми точными измерениями давления [1]. Большинство лапароскопических операций у младенцев начинается с низкого потока углекислого газа (2L/min). Начальное давление задается на уровне 8 мм рт.ст. и обычно является безопасным. Более высокие потоки особенно полезны при выполнении операций, во время которых газ уходит в процессе частой смены инструментов, осушивания брюшной полости либо производства однопортовых операций без применения порт-систем. Шланг инсуффлятора должен содержать гидрофобный фильтр, который фильтрует посторонние частицы из резервуара газового баллона, такие как ржавчина, металлическая стружка и неорганические частицы, и, кроме того, фильтр предотвращает противоток жидкостей тела и микроорганизмов в инсуффлятор, таким образом снижая риск перекрестного заражения. Некоторые компании теперь производят инсуффляторы, которые предусматривают инсуффляцию подогретого и увлажненного газа, чтобы теоретически стабилизировать основную температуру пациента, снизить послеоперационную боль и предупредить отпотевание линз телескопа. Однако, достоверная выгода от внедрения таких устройств у маленьких детей не была установлена. Отрицательные стороны очевидны и связаны с увеличением веса шланга и фильтра, которые загромождают и так небольшую область операционного поля, существующую у младенцев [11,33]. Инсуффляция также применяется в торакоскопической хирургии, чтобы вызвать компрессию легкого. Однако, заданное давление и потоки у новорожденных и детей раннего грудного возраста должны быть очень низкими (0,5 л/мин и 4-5 мм рт.ст.). Применение безгазовой лапароскопии, использующей подъемные механизмы для элевации брюшной стенки, не получило развития в младенческой эндохирургии. Хотя у этой технологии есть теоретические преимущества – упрощения конструкции троакаров (отсутствие клапанов), отсутствие нарушений газообмена и снижение стоимости операции. Плохая визуализация и сложности манипулирования привели к тому, что эти устройства не используются у маленьких детей.

Инструменты и устройства доступа

Большинство лапароскопических инструментов произошло из устройств, использующихся в отоларингологии и предназначенных для производства доступа к удаленным объектам хирургии. Детский хирург, который выполнял эндоскопические операции в конце 1990-х, был ограничен выбором взрослых хирургических

эндоскопических инструментов большого диаметра. Взрослые эндоскопические инструменты были слишком большого диаметра и очень длинными для выполнения операций у младенцев. Быстрое развитие минимально инвазивной хирургии у детей привело к всплеску производства соответствующего лапароскопического инструмента маленького диаметра. Для идеальной работы эндохирургического инструмента во время операции две трети инструмента должно находиться в полости тела и треть вне его. Используя инструменты взрослого размера у младенцев, 75% инструмента размещается снаружи и 25% внутри, приводя к неловким манипуляциям, менее точным движениям и плохой эргономике [2]. Однако, начиная с 1995 г., несколько компаний (Karl Storz, Richard Wolf) разработали инструменты, которые соответствовали новорожденному или грудному ребенку. Из-за разнообразия в размере пациентов большинство детских хирургов используют несколько комплектов инструментов, включая наборы, подходящие для новорожденного и грудного ребенка.

Изучая эргономику и дизайн лапароскопических инструментов, van Veelen [53] выделил следующие группы лапароскопического инструмента: 1. Устройства доступа, манипулирования и диссекции тканей; 2. Энергетические устройства резания и коагуляции тканей; 3. Инструменты для рассечения и сшивания тканей; 4. Устройства для ирригации и осушивания.

Устройства доступа

Первый шаг в большинстве лапароскопических операций требует выполнения карбоперитонеума или карботоракса. В большинстве своем пупок выбирается в качестве места первого брюшинного доступа. Игла Veress может благополучно использоваться у детей первых 3-х месяцев жизни [47,56].

В последнее время большой популярностью пользуется Система Шагового Доступа – STEP Access System (Covidien, Mansfield, USA) [2]. Для её установки в первую очередь выполняется маленький разрез в коже основания пупка. Затем используется игла типа Veress размером G14 с одетой на неё радиально растяжимой канюлей, которые свободно и непринужденно вводятся в брюшную полость. Живот наполняется углекислым газом, игла Veress извлекается и через растяжимую канюлю устанавливается троакар необходимого диаметра. Радиально расширяющаяся гильза предназначена для этапного введения через неё лапаропортов разного диаметра от 3 до 12 мм. Пупочный порт, как правило, самое большое устройство доступа, используемое у маленьких детей, и если требуется, то может использоваться для введения степлера или устройства для извлечения опухолей. Дополнительные троакары также могут быть установлены с применением системы Versa-STEP™, но помещаются уже под прямой эндоскопической визуализацией. Растяжимая система Versa-STEP™ относительно безопасна и позволяет предупредить образование грыж в местах стояния троакаров, вызывая только растяжение тканей вокруг лапаропорта, а не их разрыв [4,23]. Повторно используемые троакары также могут с успехом использоваться у новорожденных. Многоразовые троакары менее дороги, но, как правило, имеют недостаток в виде слабой фиксации тканями и требуют интеграции силиконовых колец для подшивания к брюшной стенке.

Зажимы и диссекторы

Особой популярностью в последнее время пользуются модульные системы Click Line, выпускаемые фирмой Karl Storz, которые позволяют быстро менять сменные насадки в зависимости от интраоперационной ситуации [43]. В дополнение к гибкости этот подход сокращает экономические издержки на приобретение микроинструментов. Тип дизайна ручки зависит от предпочтений хирурга. Пистолетная ручка наиболее популярна и широко используется, поскольку этот стиль обеспечивает оптимальную эргономику в ходе выполнения продолжительных по времени операций. В дополнение к атравматичным зажимам, были раз-

работаны и сконструированы деликатные диссекторы тканей. Изогнутый диссектор Kelly-стиля – наиболее распространенный и универсальный инструмент, используемый у новорожденных, учитывая нежный характер маленьких структур, таких как кровеносные сосуды, пузырный проток или общий желчный проток, структуры дуги аорты и открытого артериального протока. Несколько компаний теперь производят очень удобные в применении лапароскопические зажимы для выполнения лапароскопической пилоромииотомии при гипертрофическом пилоростенозе. Этот зажим обеспечен выпуклостями на внешней поверхности, чтобы рассеченные слои привратниковой мышцы не соскальзывали в момент расширения. Эндоскопический нож Alain для производства миотомии имеет также удобный и безопасный дизайн, обеспечивая дозированное рассечение слоя мышцы.

Иглодержатели и устройства для сшивания тканей

Наличие небольших, но мощных держателей иглы очень важно для выполнения многих деликатных операций в хирургии новорожденных. Хотя на рынке существуют несколько альтернатив в виде автоматизированных сшивающих устройств, навыки узловязания особенно важны для успешной эндохирургии младенцев. Идеально подходит использование короткого (20 см) и малого диаметра (3,0 мм) держателя иглы с изогнутыми браншами и фиксирующим замком типа Castroviejo [20]. Такой запирающий механизм предпочтен большинством хирургов. Интракорпоральное вязание шва представляет большую проблему у новорожденных и детей раннего грудного возраста, особенно в небольшом пространстве грудной клетки или брюшной полости, и использование техники экстракорпорального узловязания становится более предпочтительным с позиций удобства и эргономики [2,36]. Возможность быстрого использования и надежность – важные факторы при выборе толкателя узла. Большинство хирургов предпочитает использовать толкатель узла с открытой окружностью рабочего конца, дизайн наконечника которого минимизирует скручивание шва. Иглы для наложения эндоскопического шва существуют в трех базовых конфигурациях: изогнутая, прямая и «лыжная». Изогнутые иглы чаще всего применяются у маленьких детей, но создают трудности при проведении через тонкие троакары. Большинство из них (17 мм и менее) может проходить через троакар диаметром 4-мм. Чтобы провести иглу через лапаропорт, хирург должен захватить нить в нескольких миллиметрах позади иглы. Как только игла появится в поле зрения, иглодержатель может зафиксировать иглу в желаемом месте.

Сшивающие устройства, которые используются для резекции или сшивания тканей организма человека могут быть очень полезны при производстве некоторых процедур у новорожденных, таких как резекция дивертикула Меккеля, гибридный подход к выполнению анастомозов у новорожденных с использованием степлеров. Эндоскопические сшивающие устройства доступны от нескольких производителей (Endo GIA, Covidien и Endopath Endoscopic Staplers, Ethicon Endo-Surgery). Большинство устройств используют скобки, произведенные из титана, помещенные в два или три ряда, и содержат внутренний нож, который разрезает ткань между рядами.

К сожалению, доступные сшивающие устройства имеют все еще довольно большой диаметр (12-15 мм диаметром), что тормозит их использование у маленьких детей и младенцев.

Инструменты для резания, коагуляции и «заваривания» сосудов большого диаметра

У большинства эндоскопических инструментов существует функция монополярной и биполярной коагуляции. В дополнение к обычным инструментам существует специальные устройства для резки и коагуляции, такие как J- или L-образные крючки, или зажимы для биполярной коагуляции.

В последнее время появились устройства и инструменты для так называемого «заваривания» сосудов большого диаметра или особенно сильно кровоточащих тканей. Такие устройства используют энергию ультразвука либо ток высокой частоты. Пожалуй, единственным недостатком этих приборов является их диаметр, составляющий на сегодняшний день 5 мм.

Ультразвуковые скальпели и ножницы теперь доступны хирургам, практикующим в хирургии маленьких детей. Несколько компаний производят приборы, которые могут «заваривать» кровеносные сосуды довольно большого (до 5 мм) диаметра (SonoSurg Ultrasonic Cutting and Coagulation System, Olympus и the Harmonic Scalpel, Ethicon Endo-Surgery). Эта технология преобразовывает сверхзвуковые колебания в энергию и позволяет производить коагуляцию при низкой температуре и без электрического тока, проходящего через тело пациента [10].

Устройство LigaSure Vessel Sealing System (Valleylab, Tyco Healthcare) является другой полезной инновационной технологией, которая может коагулировать и рассекать сосуды диаметром до 7 мм, расплавляя коллаген и эластин сосудистых стенок [9,28]. Новая генерация LigaSure Force Triad, обладающая прогрессивными свойствами быстрого заваривания, обеспечивает преимущества, благодаря которым прибор может быть использован у пациентов весом менее 5 кг [39]. Инновационное поколение энергетических приборов, необходимых для контроля кровотечения из ткани или сосудов, производит фирма ERBE. Инструменты с функцией BiClamp и BiCision позволяют также «заваривать» сосуды, диаметр которых составляет 6-7 мм без выраженного коагуляционного ожога тканей вокруг бранш инструмента. Другим неоспоримым преимуществом этого прибора является многократный инструмент для использования в детской эндохирургии и имеющий безаналоговый дизайн бранш, позволяющий свободно и безопасно манипулировать на сосудах новорожденных и младенцев [42].

Другие устройства

Несколько вспомогательных устройств (клипаторы, мешки для извлечения тканей) также иногда используются у новорожденных. Аппликаторы служат для наложения клипс и были уменьшены в диаметре до 5 мм специально для использования у детей раннего возраста, например, для закрытия открытого артериального протока [3,8,27,57]. Мешки позволяют выполнить защищенное удаление ткани, такой как желчный пузырь, селезенка, экземпляр резецированной кишки, почка и опухоли [30]. Эти инструменты, как правило, имеют 10-12 мм в диаметре и, поэтому, довольно редко используются у младенцев. Однако их применение становится безальтернативным при удалении злокачественных опухолей для предупреждения обсеменения брюшины и мест стояния лапаропортов раковыми клетками.

Интегрированная операционная

Поскольку большое количество дигитальных технологий проникло в операционный зал, назрела потребность в изменениях самой операционной. Много хирургических госпиталей имеют теперь интегрированные

операционные – операционные залы, специально предназначенные для того, чтобы облегчить выполнение видеоэндохирургических операций. Эти помещения разработаны так, чтобы приспособить последние достижения эндоскопии и оптимизировать их безопасное использование. Подобные новации требуют интеграции старых и новых хирургических приборов с цифровыми информационными технологиями. Прежняя модель эндоскопической системы в виде «тележки» может создавать потенциальную угрозу механической, электрической и биологической опасности персоналу и пациенту [51]. Новые проекты интегрированных операционных позволяют уменьшить беспорядок, улучшить эргономику, поддерживать стерильные зоны и облегчают использование изображений, коммуникаций и дисплеев [19,25]. Используя сенсорные экраны или голосовые технологии контроля, хирурги могут теперь управлять из стерильной среды операционным столом, хирургическим светом, камерой, инфулятором, источником света и сохранением изображений [37]. Для эндохирурга, практикующего в области выполнения минимально инвазивных процедур у маленьких детей, новейшие технологии, связанные с использованием тонких высоко-разрешающих LCD-мониторов, способствуют удовлетворению их разнообразных потребностей во время выполнения хирургического вмешательства. Возможность маршрутизации изображения, полученного из операционной, позволяет сохранять и использовать его в госпитальных базах хранения информации. Размещая вокруг себя несколько мониторов, на которых находится различная информация о больном из информационных баз радиологии, патоморфологии, данных из операционной, хирург получает полный визуальный контроль за больным [52]. Существует единственная проблема, связанная с интегрированной операционной, – этот проект дорог в цене и требует постоянного технического контроля и наблюдения.

Будущее, которое больница решает построить сегодня, может оказаться устаревшими к тому времени, когда эта больница будет построена. Поэтому уже сейчас можно рассматривать возможность ввода потока информации о больном непосредственно в операционный зал, в частности, изображений гибкой эндоскопии, компьютерной и магнитно-резонансной томографии и пр. Появление новых стандартов цифрового видео будет побуждать специалистов создавать мощные компьютерные платформы, способные к принятию изображения еще более высокого качества, чем Full HD. Создание дооперационных моделей заболеваний у маленьких детей с помощью трехмерных компьютерных рентгеновских и магнитно-резонансных реконструкций и перенос их на виртуальный симулятор также является технологией недалекого будущего. Заканчивая научный обзор, необходимо отметить, что безграничный творческий потенциал хирурга при поддержке современных технологий может в конечном счете развить и превратить минимально инвазивную хирургию у детей первых трех месяцев жизни в доминирующую технологию выполнения операций.

ЛИТЕРАТУРА

1. Al-Qahtani A.R., Almaramhi H. Minimal access surgery in neonates and infants // J Pediatr Surg. – 2006. – Vol. 41. – P.910-913.
2. Bax N.M.A., Georgeson K., Rothenberg S.S., et al. Endoscopic surgery in infants and children. – Berlin-Heidelberg-New York: Springer, 2008.
3. Bencini L., Boffi B., Farsi M., et al. Laparoscopic cholecystectomy: retrospective comparative evaluation of titanium versus absorbable clips // J Laparoendosc Adv Surg Tech A. – 2003. – Vol. 13. – P.93-98.
4. Bergemann J.L., Hibbert M.L., Harkins G., et al. Omental herniation through a 3-mm umbilical trocar site: unmasking a hidden umbilical hernia // J Laparoendosc Adv Surg Tech A. – 2001. – Vol. 11. – P.171-173.
5. Berguer R., Rab G.T., Abu-Ghaida H., et al. A comparison

- of surgeons posture during laparoscopic and open surgical procedures // Surg Endosc. – 1997. – Vol. 11. – P.139-142.
6. Bozzinni P. Lichtleiter, eine Erfindung Zur Anschauung innerer Teile und Krankheiten // J Prak Heilk. – 1806. – Vol. 24. – P.107.
7. Brown S.I., Frank T.G., Cishieri A., et al. Optimization of the projection screen in a display system for minimal access surgery. Surg Endosc. – 2003. – Vol. 17. – P.1251-1255.
8. Burke R.P. Video-assisted thoracoscopic surgery for patent ductus arteriosus // Pediatrics. – 1994. – Vol. 93. – P.823-825.
9. Carboneli A.M., Joels C.S., Kercher K.W., et al. A comparison of laparoscopic bipolar vessel sealing devices in the hemostasis of small-, medium-, and large-sized arteries // J Laparoendosc Adv Surg Tech A. – 2003. – Vol. 13. – P.377-380.
10. Enterzari K., Hoffmann P., Goris M., et al. A review of

currently available vessel sealing systems // *Minim Invasive Ther Allied Technol.* – 2007. – Vol. 16. – P.52-57.

11. Farley D.R., Greenlee S.M., Larson D.R., et al. Double-blind, prospective, randomized study of warmed, humidified carbon dioxide insufflation vs standard carbon dioxide for patients undergoing laparoscopic cholecystectomy. // *Arch Surg.* – 2004. – Vol. 139. – P.739-743.

12. Feng C., Rozenblit J.W., Hamilton A.J. A computerized assessment to compare the impact of standard, stereoscopic, and high-definition laparoscopic monitor displays on surgical technique // *Surg Endosc.* – 2010. – Vol. 24. – P.2743-2748.

13. Fourestier N., Gladu A., Vulmiere J. Perfectionnements a l'endoscopie medical: realisation bronchoscopique // *PresseMed.* – 1952. – Vol. 60. – P.1292.

14. Frykman P.K., Hagiike M., Hui T.T., et al. Experience with a new 3-mm laparoscope in complex neonatal minimally invasive surgery: a preliminary report // *J Laparoendosc Adv Surg Tech A.* – 2008. – Vol. 18. – P.439-442.

15. Goetze O. Die neues Verfahren der Gasfullung fur das Pneumoperitoneum. // *Munchen Med Wochenschr.* – 1921. – Vol. 51. – P.233.

16. Hagiike M., Philips E.H., Berci G. Performance differences in laparoscopic surgical skills between true high-definition and three-chip CCD video systems // *Surg Endosc.* – 2007. – Vol. 21. – P.1849-1854.

17. Hirschowitz B.I. Endoscopic examination of the stomach and duodenal cap with the fiberscope // *Lancet.* – 1961. – Vol. 1. – P.1074-1078.

18. Hopkins H., Kapany N.S. A flexible fiberscope using static scanning // *Nature.* – 1954. – Vol. 173. – P.39-41.

19. Iron K.M., Novak P. Systems workplace for endoscopic surgery // *Minim Invasive Ther Allied Technol.* – 2000. – Vol. 9. – P.193-197.

20. Ishimaru T., Takazawa S., Uchida H., et al. Development of a needle driver with multiple degrees of freedom for neonatal laparoscopic surgery // *J Laparoendosc Adv Surg Tech A.* – 2013. – Vol. 23. – P.644-648.

21. Jacobaeus H.C. Ueber die Moglichkeit die Zystoskopie bei Untersuchung Seroser Hohlungen Anzuwenden. // *Munchen Med Wochenschr.* – 1910. – Vol. 57. – P.2090-2092.

22. Kalk H. Erfafungen mit der Laparoskopie. // *Z Klin Med.* – 1929. – Vol. 111. – P.303-348.

23. Karthik S., Augustine A.J., Shibum M.M., et al. Analysis of laparoscopic port site complication: a descriptive study // *J Minim Access Surg.* – 2013. – Vol. 9. – P.59-64.

24. Khoshabeh R., Juang J., Talamini M.A., et al. Multiview glasses-free 3-D laparoscopy // *IEEE Trans Biomed Eng.* – 2012. – Vol. 59. – P.2859-2865.

25. Klein M., Andersen L.P., Alamili M., et al. Psychological and physical stress in surgeons operating in a standard or modern operating room // *Surg Laparosc Endosc Percutan Tech.* – 2010. – Vol. 20. – P.237-242.

26. Korbsch R. Die Laparoskopie nach Jakobaeus. // *Berl Klin Wochenschr.* – 1921. – Vol. 38. – P.696.

27. Laborde F., Noirhomme P., Karam J., et al. A new video-assisted thoracoscopic technique for interruption of patent ductus arteriosus in infants and children // *J Thorac Cardiovasc Surg.* – 1993. – Vol. 105. – P.278-280.

28. Metzelder M., Kuebler J., Petersen C., et al. Laparoscopic nephroureterectomy in children: a prospective study on LigaSure versus clip/ligation // *Eur J Pediatr Surg.* – 2006. – Vol. 16. – P.241-244.

29. Modlin I.M., Kidd M., Lye K.D. From the lumen to the laparoscope // *Arch Surg.* – 2004. – Vol. 139. – P.1110-1126.

30. Msezane L.P., Mushtag I., Gundeti M.S. An update on experience with single-instrument port laparoscopic nephrectomy // *BJU Int.* – 2009. – Vol. 103. – P.1406-1408.

31. Nagao K., Reichert J., Beebe D.S., et al. Carbon dioxide embolism during laparoscopy: effect of insufflation pressure in pigs // *JSLs.* – 1999. – Vol. 3. – P.91-96.

32. Neuhaus S.J., Gupta A., Watson D.I. Helium and other alternative insufflation gases for laparoscopy // *Surg Endosc.* – 2001. – Vol. 15. – P.553-560.

33. Nguyen N.T., Furdul G., Fleming N.W., et al. Effect of

heated and humidified carbon dioxide gas on core temperature and postoperative pain: a randomized trial // *Surg Endosc.* – 2002. – Vol. 16. – P.1050-1054.

34. Orndoff B.H. The peritoneoscope in diagnosis of diseases of the abdomen // *J Radiol.* – 1920. – Vol. 1. – P.307.

35. Ott D. Illumination of the abdomen (ventroscopy) // *J Akush Zhensk Boliez.* – 1901. – Vol. 15. – P.1045-1049.

36. Parelkar S.V., Oak S.N., Bachani M.K., et al. Minimal access surgery in newborns and small infants: five years experience // *J Minim Access Surg.* – 2013. – Vol. 9. – P.19-24.

37. Perrakis A., Hohenberger W., Horbach T. Integrated operation systems and voice recognition in minimally invasive surgery: comparison of two systems // *Surg Endosc.* – 2013. – Vol. 27. – P.575-579.

38. Ponsky T.A., Khosla A., Rothenberg S.S. Experience with a new energy source for tissue fusion in pediatric patients // *J Laparoendosc Adv Surg Tech A.* – 2009. – Vol. 19. – P.S207-S209.

39. Ponsky T.A., Rothenberg S.S. Minimally invasive surgery in infants less than 5 kg: experience of 649 cases // *Surg Endosc.* – 2008. – Vol. 22. – P.2214-2219.

40. Prendergast C.J., Ryder B.A., Abodeely A., et al. Surgical performance with head-mounted displays in laparoscopic surgery // *J Laparoendosc Adv Surg Tech A.* – 2009. – Vol. 19. – P.S237-S240.

41. Reuter M.A., Reuter H.J., Engel R.M. History of Endoscopy. – Tuttingen: Karl Storz, 1999.

42. Richter S., Kollmar O., Schilling M.K., et al. Efficacy and quality of vessel sealing: comparison of a reusable with a disposable device and effects of clamp surface geometry and structure // *Surg Endosc.* – 2006. – Vol. 20. – P.890-894.

43. Rothenberg S.S., Chang J.H., Bealer J.F. Experience with minimally invasive surgery in infants // *Am J Surg.* – 1998. – Vol. 176. – P.654-658.

44. Ruddock J.C. Peritoneoscopy: a critical clinical review // *Surg Clin North Am.* – 1957. – Vol. 37. – P.1249-1260.

45. Ruddock J.C. Peritoneoscopy // *West J Surg.* – 1934. – Vol. 42. – P.392.

46. Semm K. Endoscopic appendectomy // *Endoscopy.* – 1983. – Vol. 15. – P.59-64.

47. Silay M.S., Tepeler A., Sancaktutar A.A., et al. The all-seeing needle instead of the Veress needle in pediatric urological laparoscopy // *J Endourol.* – 2013 Jun 20. [Epub ahead of print].

48. Sinha C.K., Paramalingam S., Patel S., et al. Feasibility of complex minimally invasive surgery in neonates // *Pediatr Surg Int.* – 2009. – Vol. 25. – P.217-221.

49. Storz P., Buess G.F., Kunert W., et al. 3D HD versus 2D HD: surgical task efficiency in standardised phantom tasks // *Surg Endosc.* – 2012. – Vol. 26. – P.1454-1460.

50. Turial S., Saied A., Schier F. Microlaparoscopic hernia repair in children: initial experience // *Surg Innov.* – 2011. – Vol. 18. – P.368-372.

51. Van Beuzekom M., Akerboom S.P., Boer F. Assessing system failures in operating rooms and intensive care units // *Qual Saf Health Care.* – 2007. – Vol. 16. – P.45-50.

52. Van Det M.J., Meijerink W.J., Hoff C., et al. Optimal ergonomics for laparoscopic surgery in minimally invasive surgery suites: a review and guidelines // *Surg Endosc.* – 2009. – Vol. 23. – P.1279-1285.

53. Van Veelen M.A., Meijer D.W. Ergonomics and design of laparoscopic instruments: results of a survey among laparoscopic surgeons // *J Laparoendosc Adv Surg Tech A.* – 1999. – Vol. 9. – P.481-491.

54. Veress J. Neues Instrument zur Ausfuhrung von Brust- oder Bauchpunktionen und Pneumothoraxbehandlung // *Dtsch Med Wochenschr.* – 1938. – Vol. 41. – P.1480-1481.

55. Wolf J.S., Carrier S., Stoller M.L. Gas embolism: helium is more lethal than carbon dioxide // *J Laparoendosc Surg.* – 1994. – Vol. 4. – P.173-177.

56. Yanke B.V., Horowitz M. Safety of the Veress needle in pediatric laparoscopy // *J Endourol.* – 2007. – Vol. 21. – P.695-697.

57. Yano H., Okada K., Kinuta M., et al. Efficacy of absorbable clips compared with metal clips for cystic duct ligation in laparoscopic cholecystectomy // *Surg Today.* – 2003. – Vol. 33. – P.18-23.

Информация об авторах: Козлов Юрий Андреевич – заведующий центром, 664009, Иркутск, ул. Советская 57, МАУЗ Ивано-Матренинская детская клиническая больница, Центр хирургии и реанимации новорожденных, e-mail – yuriherz@hotmail.com; Новожилов Владимир Александрович – главный врач, заведующий кафедрой; Махов Андрей Николаевич – врач.