МЕТОДИКА

УДК 617.5–072.1–71–089–092.9

Ендоскопічний метод для операцій на експериментальних тваринах

М.О. Чиж[1], Д.В. Бизов[1], Є.О. Антоненко[2], Л.А. Рогоза[1], А.І. Гребенюк[5], О.В. Мотко[3], Г.Д. Довгоп'ятенко[3], П.Г. Лук'яненко[4], О.Г. Аврунін[3], Б.П. Сандомирський[1]

[1]Інститут проблем кріобіології і кріомедицини НАН України, Харків;
[2]Харківський національний університет ім. В.Н. Каразіна;
[3]Харківський національний університет радіоелектроніки;
[4]ПАТ «Точприлад», Харків;
[5]КЗОЗ «Сумська обласна клінічна лікарня»; email: n.chizh@ukr.net

Освоєння і впровадження в широку практику ендоскопічних технологій стало новим етапом розвитку хірургії, проте використання малоінвазивних методик в експериментальних роботах на тваринах обмежено через високу вартість ендоскопічного і, зокрема, лапароскопічного обладнання. Нами створений макет ендоскопічної установки, що включає в себе основні апарати та системи. У статті детально представлено етапи створення робочих модулів системи інсуфляції, аспірації/іригації, візуалізації та освітлення. Цей макет дає змогу проводити малоінвазивні ендоскопічні операції на експериментальних тваринах із мінімальною травматизацією, скороченням часу оперативного втручання і термінів реабілітації тварин.
Ключові слова: малоінвазивна хірургія; ендоскопічна установка; експериментальні тварини.

ВСТУП

Протягом останніх років у структурі хірургічної допомоги спостерігається тенденція до використання малоінвазивних оперативних втручань [1]. Освоєння і впровадження ендоскопічних технологій стало новим етапом розвитку хірургії. Ця технологія дала змогу скоротити час оперативного втручання, мінімізувати післяопераційні ускладнення, пов'язані з порожнинною операцією, знизити вираженість больового синдрому і строк реабілітації хворих [1].

Нині існують різні показання до проведення лапароскопічних втручань. По-перше, вони спрямовані на діагностику захворювань органів черевної порожнини і малого тазу через візуальний огляд та/або взяття біопсії для верифікації діагнозу. По-друге, за допомогою ендоскопічних систем можна проводити малотравматичні операції, застосовуючи стандартний лапароскопічний набір інструментів, а також з використовуючи спеціалізовані інструменти (технології NOTES – Natural Oriice Transluminal Endosurgery и RSS – Radius Surgical System) [2 – 5].

При проведенні експериментальних робіт існує необхідність використання нових малоінвазивних методик, за допомогою яких можна вирішити низку завдань. Передусім, це вивчення фізіологічних процесів in vivo, моделювання і вивчення патогенетичних механізмів різних нозологій.

Істотний внесок малоінвазивна хірургія може привнести на доклінічному етапі для оцінки ефекту нових лікарських препаратів і оптимізації хірургічних методів лікування. Крім того, застосування ендоскопічних

© М.О. Чиж, Д.В. Бизов, Є.О. Антоненко, Л.А. Рогоза, А.І. Гребенюк, О.В. Мотко, Г.Д. Довгоп'ятенко, П.Г. Лук'яненко, О.Г. Аврунін, Б.П. Сандомирський

установок для тварин потрібно для роботи в сучасних ветеринарних клініках і для якісного навчання та підготовки фахівців із малоінвазивної хірургії.

Однією з причин обмеженого використання малоінвазивних методів у біології та медицині є висока вартість ендоскопічного і, зокрема, лапароскопічного обладнання. У зв'язку з цим існує необхідність розробки доступних аналогів лапароскопічної установки для проведення ендоскопічних операцій на тваринах.

Мета нашої роботи – розробити макет лапароскопічної установки для проведення операцій на експериментальних тваринах.

РЕЗУЛЬТАТИ І ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

У стандартний комплект ендоскопічної установки входять: системи інсуфляції, візуалізації і освітлення, ендоскопи, ендоскопічний інструмент, системи аспірації, іригації і високочастотної електрокоагуляції [1]. Для розташування всіх компонентів установки використовували пересувну стійку для лабораторного обладнання.

Система інсуфляції. Практичну реалізацію проекту було розпочато зі створення апарата для інсуфляції газо-повітряної суміші, який дає змогу створювати потрібний оперативний простір для діагностичних та/або хірургічних маніпуляцій у черевній порожнині [6 – 8].

Створено новий клас обладнання для інсуфляції, яке зменшує обсяги використання газу, що вводиться і відразу реагує на незначні зміни внутрішньочеревного тиску [6]. Ці апарати спрямовані на підтримку стабільного карбоксиперитонеуму і забезпечують безперервне вилучення диму навіть у складних хірургічних умовах, створюючи при цьому достатню видимість. У медичних лапароскопічних системах як газ, що інсуфлюється, найчастіше використовують двоокис вуглецю (CO_2), оскільки він швидко виводиться з системи циркуляції і є відносно недорогим, безбарвним, без запаху, негорючим газом [9, 10].

У запропонованому макеті для формування пневмоперитонеуму ми використовували повітря. На рис. 1. представлено розроблену пневматичну схему для його подачі в порожнину. Системою забезпечується регулювання витрат і підтримання тиску. Вона складається з компресора (КМ) з електродвигуном (М), ресивера (РЕ), вологовідокремлювача (ВД), осушувача повітря (ОП), регулювального дроселя (ДР1), витратоміра (ВИ) з вбудованим регулювальним дроселем (ДР2), зворотного клапана (ЗВК), запобіжних клапанів (ЗК1) і (ЗК2), манометрів (МН1) і (МН2), реле тиску (РТ), дроселя (засувки) (ДР3) і контрольних точок тиску (КТТ1) і (КТТ2).

Зазначені пневмопристрої та двигун розміщені в двох блоках: А – високого тиску (тиск на виході $p_{км}$ дорівнює тиску, що розвивається компресором); Б – подачі

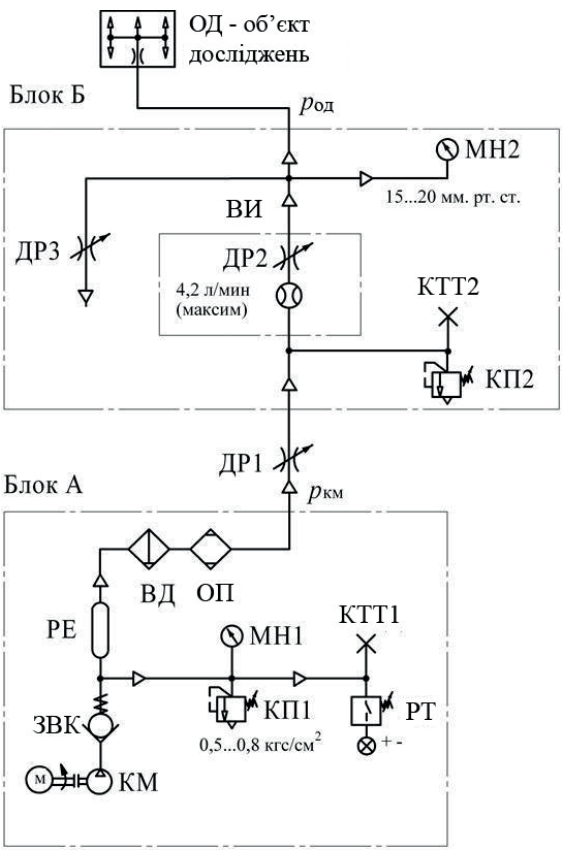


Рис. 1. Принципова схема інсуфлятора

повітря в об'єкт досліджень під тиском $p_{од}$. Зворотний клапан забезпечує герметичність ресивера блока А при відключенні двигуна компресора.

Дросель 1 забезпечує плавне регулювання витрат повітря на вході в витратомір, а також завдяки своїй герметичності повне перекриття доступу повітря в блок Б, що є необхідним при заповненні ресивера і підтримки в ньому постійного тиску при підготовці до експлуатації. Дросель 2 на виході з витратоміра відкритий постійно на один оберт і в експлуатації не регулюється. Дросель 3 виконує функцію засувки, яка забезпечує при необхідності екстрене зниження тиску в порожнині об'єкта досліджень.

Клапан запобіжний 1 забезпечує налаштування високого тиску в ресивері, реле тиску – електричну сигналізацію про досягнення потрібного або максимального значення тиску залежно від прийнятого алгоритму контролю параметрів пневмосистеми. Клапан запобіжний 2 підтримує необхідне значення тиску $p_{од}$ на вході в порожнину об'єкта досліджень (15 –20 мм рт. ст.).

Пристрої вологовідокремлювач і осушувач повітря відносяться до кондиціонерів повітря (на першому етапі контрольно-доводочних випробувань або при роботі в сухому мало запиленому приміщенні можуть не встановлюватися).

Контрольні точки тиску (1 і 2) можуть бути використані при додаванні додаткових засобів його вимірювання, наприклад, перетворювачів з аналоговим вихідним сигналом.

Таким чином, ця система дає змогу обирати і підтримувати оптимальний тиск повітря в черевній порожнині для проведення хірургічних втручань. У перспективі планується адаптувати створений макет системи інсуфляції для використання двоокису вуглецю з мікроконтролерним управлінням параметрів потоку газу.

Система візуалізації. Наступним завданням стала комплектація доступної системи візуалізації об'єктів у черевній порожнині з виведенням зображення на екран та з його відеофіксацією. З огляду на свідомо обмежену свободу рухів інструментів у черевній порожнині відеозображення відіграє вирішальну роль у наданні інформації хірургу під час виконання операції [11, 12].

Насамперед слід акцентувати увагу на якості одержуваного зображення і передачі його кольору. При цьому якість зображення залежить від кожного компонента відеосистеми. У цьому контексті вкрай важливо для хірурга (дослідника) мати уявлення про те, як формується, передається і відображається відеосигнал у разі екстреної необхідності усунення будь-яких несправностей.

Із представленої схеми для передачі зображення операційного поля ключовою ланкою є перехідник (оптико-механічний адаптер), що дає змогу з'єднати між собою камеру і ендоскоп (рис. 2, а.) [12, 13].

Більшість виробників систем отримання відеосигналу, відеокамеру і адаптер представляють як єдине ціле. Для комплектації нашої відеосистеми використовували оптико-механічний адаптер «GloPro» (Китай) зі фіксованою фокусною відстанню і стандартами підключення CS-mount, що застосовується в багатьох фото- і відеокамерах, і DIN58105 – для приєднання ендоскопів різних виробників (див. рис 2. б). Вибір фокусної відстані адаптера – 28 мм продиктований найбільш оптимальними розмірами одержуваного зображення на моніторі залежно від діаметра ендоскопа (див. рис 2, в).

У варіанті I ми використовували камеру «eTREK DCM 510» (Китай), призначену для фотореєстрації зображень через окуляр мікроскопа. Із технічних характеристик камери слід зазначити роздільну здатність одержуваної графіки до 5 Мп, а також підтримку різних форматів відеозапису і наявність програмного забезпечення «Scope Photo 3.0». Однак швидкість відеозапису безпосередньо залежить від роздільної здатності (при 1280x960 можна отримати запис зі швидкістю максимум 15 кадрів/с).

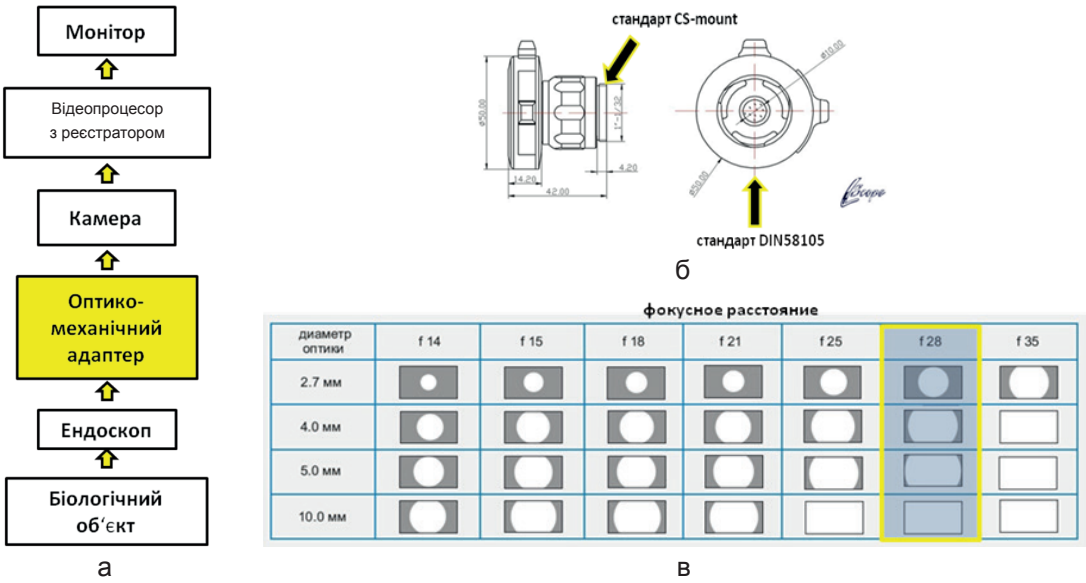


Рис. 2. Схема передачі зображення (а), оптико-механічний адаптер ендоскопа Endoscope Optical Coupler «GloPro» (схема), (б) і залежність зображення від співвідношення діаметра оптичного каналу ендоскопа і фокусної відстані адаптера (в)

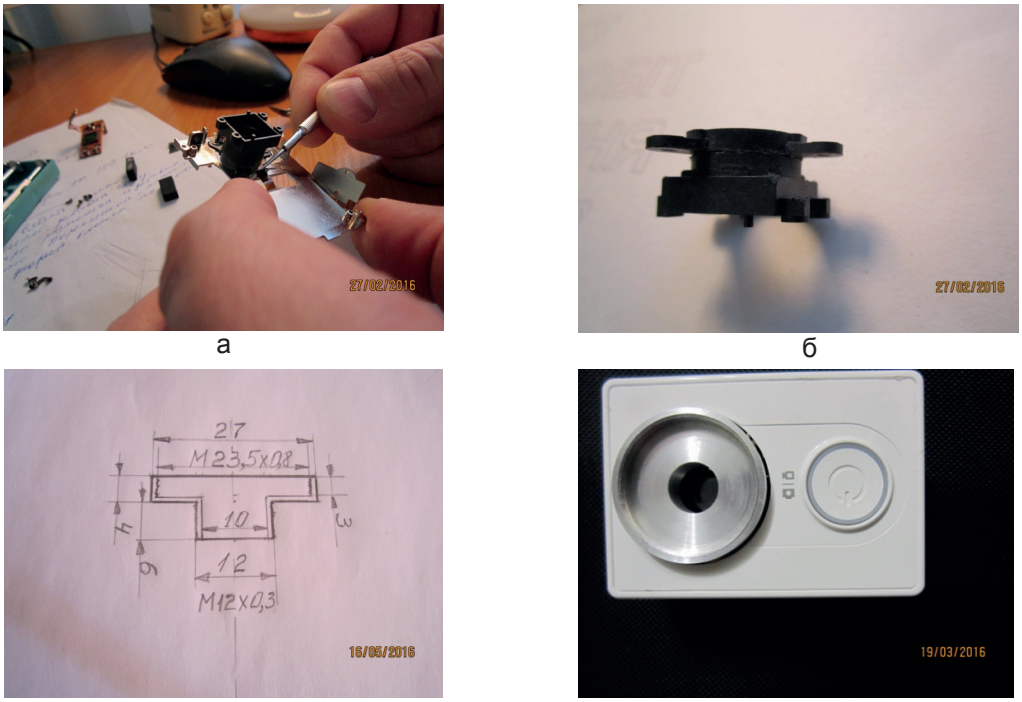
Тому у варіанті II ми використовували бюджетну «action»-камеру «Xiaomi Y» (Китай), яка добре зарекомендувала себе в побуті і при активному відпочинку. Управління відеокамерою може здійснюватися через Wi-Fi з'єднання з мобільними пристроями, що функціонують на Android і IOS-платформах. У меню програми, що додається в комплекті з камерою можна вибрати високу роздільну здатність камери з великою швидкістю передачі і запису відеосигналу (60 кадрів/с), досягаючи при цьому Full HD-якості. Окрім того, вона має невеликі габарити і малу масу. На бічній панелі є роз'єм мікро HDMI, що дає можливість підключити до камери монітор, а власний акумулятор – проводити зйомку протягом 60 хв. Продовжити відеоспостереження можна підключивши запасний акумулятор або зарядний пристрій через мікро USB-роз'єм.

Було встановлено, що фокусна відстань від матриці камери до лінзи оптико-механічного адаптера завелика, тому виникла потреба скоротити тубус, на якому розташована матриця (рис. 3). Уникнути такої ситуації можна завдяки підключенню до камери варіофокального адаптера, який дає змогу змінювати фокусну відстань в діапазоні 18 – 35 мм. Надалі за нашими кресленнями був виготовлений перехідник для під'єднання камери до оптико-механічного адаптера (див. рис. 3, в, г).

У об'єктиві камери «Xiaomi Y» для отримання якісної передачі кольору зображення вмонтовано інфрачервоний фільтр, тому в нашій відеосистемі ми використовували ультрафіолетовий і інфрачервоний (UV-IR) фільтри для дзеркальних об'єктивів «Marumi» (Японія), який підлаштували і змінили під наш адаптер (рис. 4).

На рис. 4, в. представлено з'єднання всіх частин в єдиний вузол. Отримане зображення виводили на екран монітора. Відеореєстрацію здійснювали на карту пам'яті micro SD. Для коректного запису відеосигналу карта мала бути не нижче, ніж 10-й клас (швидкість запису не менше як 10 МБ/с).

Система освітлення. У системі ,що призначена для освітлення черевної порожнини, тривалий час джерелом світла слугували лампи високої потужності (галогенові і ксенонові лампи) до 400Вт [14]. У схемі такого освітлювача крім лампи задіяні оптичний



а б в г

Рис. 3. Тубус матриці «Xiaomi YI» (а), тубус після доопрацювання (б), креслення перехідника з тубуса матриці на оптико-механічний адаптер (в), камера «Xiaomi YI» з перехідником (г)

фільтр і фокусуюча лінза. Ці комплектуючі дають змогу відсікти інфрачервоний діапазон спектра і сконцентрувати світловий пучок для подальшої його передачі по оптиковолокну. Наразі разом з ламповими освітлювачами використовується світлодіодне підсвічування, яке забезпечує інтенсивне холодне світло в досліджуваних порожнинах [15].

Із лампових освітлювачів ми використовували освітлювач «БП 220Р» («Точприлад» (Україна) – галогенова лампа потужністю 150Вт) і «ОВС-1» (ВАТ «ЛЗОС» (Росія) - галогенова лампа потужністю 100Вт). Однак апробовані нами освітлювачі мали такі недоліки, як слабка потужність ламп, відсутність фокусної лінзи і фільтра. Тому надалі як систему освітлення ми вибрали світлодіодний підсвічувач, схема якої представлена на рис. 5, а. Для одержання високої яскравості джерела світла використовували Led-модуль холодного білого кольору фірми «CREE» (Тайвань) з такими технічними характеристиками: $P_{ном}$ 2,2 Вт, $P_{макс}$ 10 Вт, світловий потік: 300 – 1100 лм (рис. 5, б). Для запобігання

а б в

Рис. 4. Об’єктив камери «Xiaomi YI» з UV-IR фільтром (а), оптико-механічний адаптер з UV-IR фільтром «Marumi» (б), камера «Xiaomi YI» в комплекті з UV-IR фільтром «Marumi» та оптико-механічним адаптером (в)

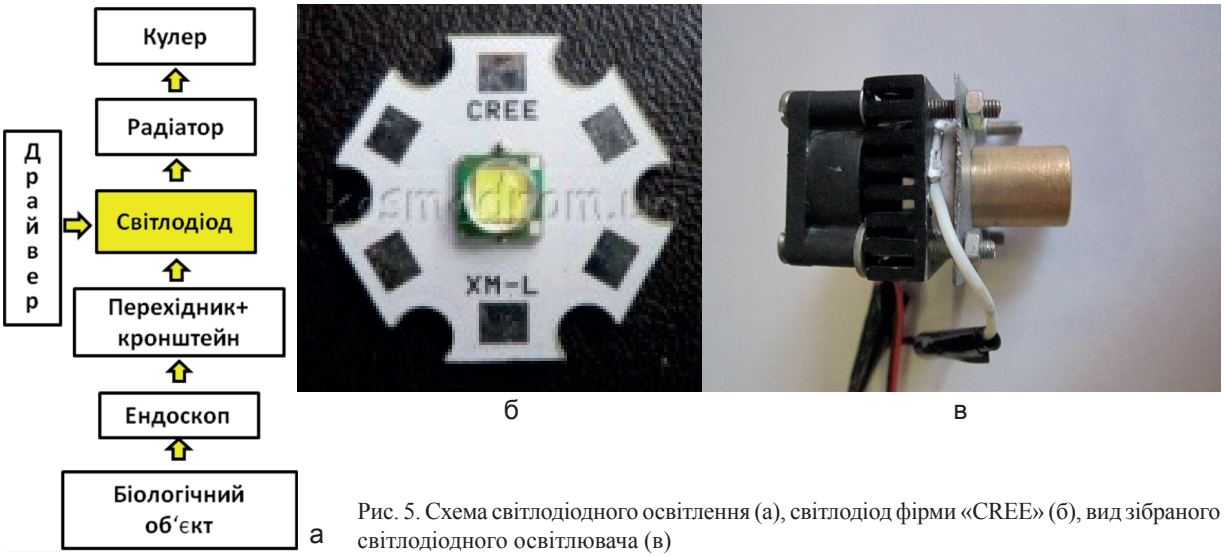


Рис. 5. Схема світлодіодного освітлення (а), світлодіод фірми «CREE» (б), вид зібраного світлодіодного освітлювача (в)

перегріву світлодіода застосували компактний радіатор і вентилятор (25х25мм). Всі складові частини з'єднували за допомогою кронштейна і перехідника (див. рис. 5, в).

Для плавного регулювання яскравості світла, а саме «балансу білого», був сконструйований регулятор струму (драйвер). На рис. 6 представлена принципова схема і вид драйвера світлодіодної підсвітки. Для з'єднання світловода ендоскопа з освітлювачем випускаються два види з'єднань, розроблених фірмами «R. Wolf» і «K. Storz» (Німеччина). Вони відрізняються між собою: перший має пружинний механізм, а другий – трирівневу різьбу. Для з'єднання оптиковолокна з ендоскопами «R. Wolf» ми застосували з'єднувач фірми «Точприбор» (рис. 7, а), а для підключення до світлодіодного підсвічування було виготовлено кронштейн (див. рис. 7, б). При підключенні оптиковолокна і світлодіода з ендоскопом «K. Storz» були зроблені креслення і за ними виготовлені перехідники (див. рис. 7, в, г).

Ендоскопи. Для укомплектування ендоскопічної установки ми використовували бронхоскоп із кутом огляду 70º (діаметр – 7 мм) «MGB» (Німеччина), риноскоп 0º (діаметр – 2,7 мм) «MGB» (Німеччина) і лапароскоп 0º (діаметр – 10 мм) «Точприбор» (Україна).

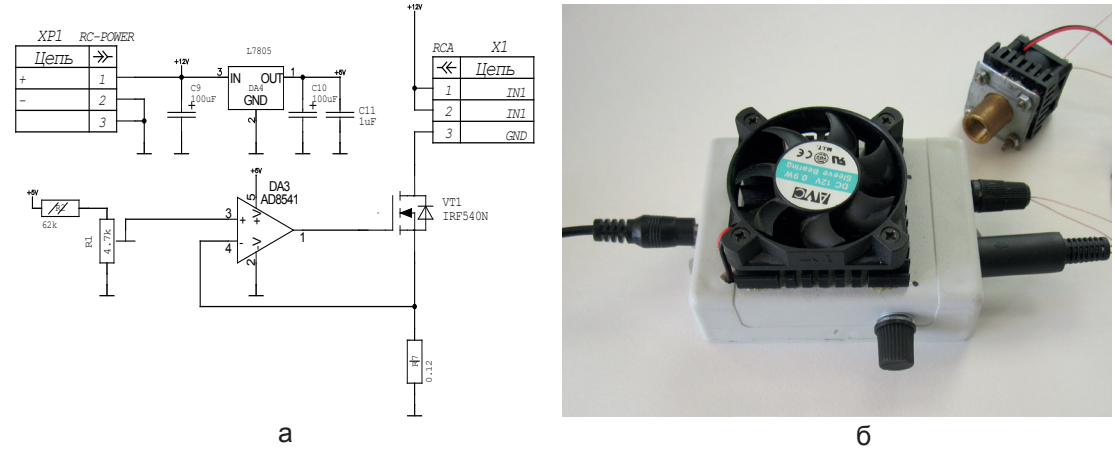
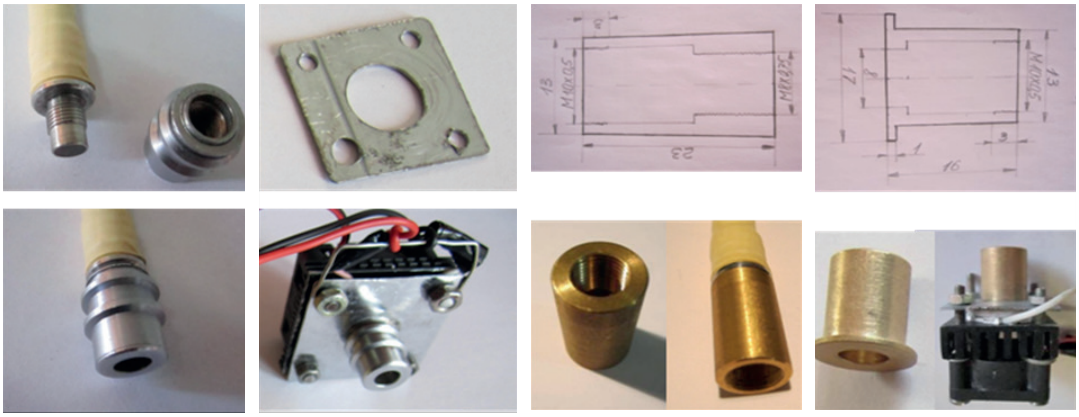


Рис. 6. Принципова схема регулятора струму (драйвера) (а), драйвер світлодіодного освітлення (б)

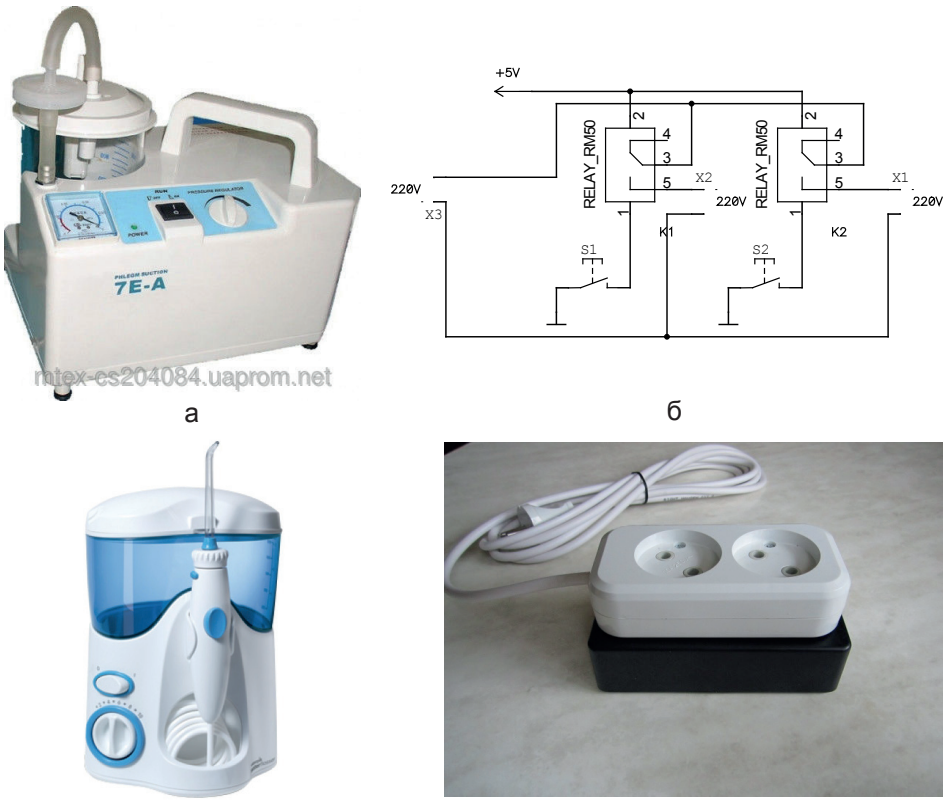


а б в г

Рис. 7. Типи з'єднувачів: оптиковолокна з ендоскопом «R. Wolf» (а), світлодіода з ендоскопом «R. Wolf» (б), оптиковолокна з ендоскопом «K. Storz» (в), світлодіода з ендоскопом «K. Storz» (г)

Система аспірації/іригації. При проведенні ендоскопічних операцій хірурги часто стикаються з ситуаціями, коли в черевній порожнині накопичується запальний ексудат. У таких випадках використовується аспіратор/іригатор, який дає змогу не лише видалити рідину з порожнини, а й забезпечити її промивання фізіологічним або антисептичним розчинами [16].

При створенні системи аспірації/іригації ми застосовували електровідсмоктувач «Био-



а б

в г

Рис. 8. Електровідсмоктувач «Біомед 7Е – А» (а), принципова схема комутатора (б), іригатор «Water Pik WP-100 Ultra» (в), комутатор (г)

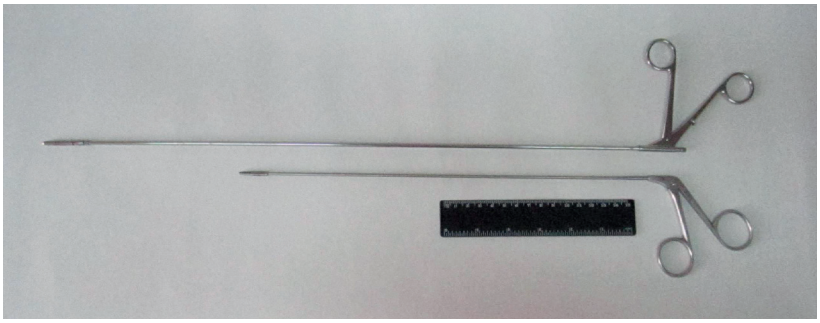


Рис. 9. Ендоскопічний інструмент до (вгорі) і після доопрацювання (внизу)

мед 7E – A» (Китай) з діапазоном регулювання тиску в вакуумній системі 0 – 0,08 мПа та іригатор порожнини рота «Water Pik WP-100 Ultra» (США), з регульованим тиском струменя рідини 0,035 – 0,62 мПа (рис. 8, а, в).

Для роботи медичних приладів і апаратів використовують електричний струмінь до 5 В. Для цього побудований спеціальний комутатор, який за допомогою двох реле (Bs-115C-12A-6VDC) подає струм на прилади по черзі (рис. 8, б, г). Для безпосередньої іригації/аспірації у черевній порожнині використовували трійник-фітінг, підключений до трубки з нержавіючої сталі, а зі зворотного боку – до системи трубок, які з'єднують відповідні прилади.

Ендоскопічні інструменти. Особливу увагу було приділено набору лапароскопічних інструментів. З огляду на особливості і специфічність експериментальних операцій на тваринах, нами були доопрацьовані і адаптовані ці інструменти (рис. 9).

Для проведення ендоскопічних операцій на дрібних і середніх ссавцях, безумовно, краще використовувати відповідні мініатюрні інструменти, наприклад такі, які застосовуються для риноскопії або в ендоскопічній нейрохірургії. Для введення інструменту в черевну порожнину щурам і кроликам використовували стандартні порти діаметром 5 і 10 мм.

Система високочастотної коагуляції. Як систему високочастотної електрокоагуляції, призначеної для нанесення розрізів і коагуляції біологічних тканин, передбачається використовувати вже розроблені існуючі апарати.

Таким чином, за результатами проведеної роботи, нами зібрано робочий макет ендоскопічної установки для дрібних і середніх тварин, що включає в себе основні апарати і системи. Макет ендоскопічної установки дає змогу проводити малоінвазивні операції експериментальним тваринам з мінімальною травматизацією. Перевагою цього методу є істотне скорочення часу оперативного втручання і строків реабілітації тварин.

Н.А. Чиж, Д.В. Бызов, Е.А. Антоненко, Л.А. Рогоза, А.И. Гребенюк, А.В. Мотко, А.Д. Долгопятенко, П.Г. Лукьяненко, О.Г. Аврунин, Б.П. Сандомирский

ЭНДОСКОПИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ОПЕРАЦИЙ НА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ЖИВОТНЫХ

Освоение и внедрение в широкую практику эндоскопических технологий стало новым этапом развития хирургии, однако использование малоинвазивных методик в экспериментальных работах на животных ограничено, из-за высокой стоимости эндоскопического и, в частности, лапароскопического оборудования. Нами создан макет эндоскопической установки, включающей в себя основные аппараты и системы. В статье подробно представлены этапы создания рабочих модулей инсуффляции, аспирации/ирригации, визуализации и освещения.

Этот макет позволяет проводить малоинвазивные эндоскопические операции на экспериментальных животных с минимальной травматизацией, сокращением времени оперативного вмешательства и сроков реабилитации животных.

Ключевые слова: малоинвазивная хирургия; эндоскопическая установка; экспериментальные животные

N.A. Chizh[1], D.V. Byzov[1], Ye.A. Antonenko[2], L.A. Rohoza[1], A.I. Grebenyuk[5], A.V. Motko[3], A.D. Dolgopyatenko[3], P.G. Lukyanenko[4], O.G. Avrunin[3], B.P. Sandomirsky[1]

ENDOSOCOPIC DEVICE FOR SURGERIES IN EXPERIMNETAL ANIMALS

Design and implementation of endoscopic technologies into wide practice have become a new stage in the surgery development. However, employment of the minimally invasive methods in experiments on animals are limited by high cost of endoscopic and in particular laparascopic equipment. We have designed the prototype of endoscopic device consisting of the basic modules. The paper describes in details the stages of design of working modules of insufflation, aspiration/irrigation, visualization, lightening. The designed prototype enables to perform the minimally invasive endoscopic surgeries on experimental animals with minimal traumatizing, shortening the duration of surgery and the terms of animals' rehabilitation.
Key words: minimally invasive surgery; endoscopic device; experimental animals

[1]Institute for Problems of Cryobiology and Cryomedicine of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kharkiv;
[2]V.N. Karazin Kharkiv National University;
[3]Kharkiv National University of Radio Electronics;
[4]"Tochbribor" JSC, Kharkiv;
[5]Health Care Municipal Institution Sumy Regional Clinical Hospital

REFERENCES

1. Swanstrom LL, Soper NJ. Mastery of Endoscopic and Laparoscopic Surgery.: 4th Edition Lippincott Williams & Wilkins. 2013; 688p.
2. Mansard MJ, Reddy DN, Rao GV. NOTES: A review // Trop Gastroenterol. 2009; 30 (1): 5–10.
3. Yoshida S, Yoshino I, Moriya Y, et al. Video-assisted thoracoscopic surgery extended thymectomy for myasthenia gravis using manual manipulators: the radius surgical system. Annals Thoracic Surgery. 2011; 92 (6): 2246–8.
4. Frede T, Hammady A, Klein J, et al. The Radius Surgical System – A New Device for Complex Minimally Invasive Procedures in Urology? Eur Urology. 2007; 51(4): 1015–22.
5. Flora ED, Wilson TG, Martin IJ, O'Rourke NA, Maddern GJ. A review of natural orifice translumenal endoscopic surgery (NOTES) for intra-abdominal surgery: Experimental models, techniques, and applicability to the clinical setting. Ann. Surg. 2008; 247: 583–602.
6. Luketina RR, Knauer M, Köhler G, et al. Comparison of a standard CO_2 pressure pneumoperitoneum insufflator versus AirSeal™: study protocol of a randomized controlled trial. Trials. 2014; 239(15): 1–6.
7. Nepple KG, Kallogjeri D, Bhayani SB. Benchtop evaluation of pressure barrier insufflators and standard insufflators systems. Surg Endosc. 2013; 27(1):333–38.
8. Mayhew PD, Pascoe PJ, Kass PH, Shilo-Benjamini Y. Effects of pneumoperitoneum induced at various pressures on cardiorespiratory function and working space during laparoscopy in cats. Am J Vet Res. 2013; 74(10):1340–6.
9. Junghans T, Bohm B, Grundel K, Schwenk W. Effects of pneumoperitoneum with carbon dioxide, argon, or helium on hemodynamic and respiratory function. Arch Surg. 1997; 132: 272–8.
10. Callery MP, Soper NJ. Physiol Pneumoperit. Baillieres Clin Gastroenterol. 1993; 7: 757–77.
11. Surgical video systems used in laparoscopy. Health Devices. 1995; 24(1): 28–33.
12. Berber E, Siperstein AE. Understanding and optimizing laparoscopic videosystems. Surg Endosc. 2001; 15(8):781–7.
13. Schwaitzberg SD. Imaging systems in minimally invasive surgery. Semin Laparosc Surg. 2001; 8(1): 3–11.
14. Hensman C, Hanna GB, Drew T, Moseley H, Cuschieri A. Total radiated power, infrared output, and heat generation by cold light sources at the distal end of endoscopes and fiber optic bundle of light cables. Surg Endosc. 1998; 12:335–7.
15. Bergh AA. Blue laser diode (LD) and light emitting diode (LED) applications. Phys Stat Sol A. 2004; 201: 2740–54.
16. Sahoo MR, Kumar AT, Gowda M. A novel laparoscopic technique for drainage of hydatid cyst in posterior segment of liver. Intern J Case Reports Images. 2013; 4(4): 194–8.

Матеріал надійшов до редакції 10.10.2016