

Застосування електрохірургічних методів в акушерсько-гінекологічній практиці

О.В. Голяновський, М.В. Хименко, М.А. Бачинська

Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, м. Київ

Київський обласний центр охорони здоров'я матері та дитини

У статті наведено огляд застосування різних видів електрохірургічного супроводу в разі проведення акушерських та гінекологічних операцій як лапаротомним, так і лапароскопічним доступом. Викладено власний досвід використання радіохвильового скальпеля та аргонплазмової коагуляції тканин при виконанні кесарева розтину. Представлені переваги і показання до застосування різних електрохірургічних методів у акушерсько-гінекологічній практиці.

Ключевые слова: електрохірургія, радіохвильовий скальпель, аргонплазмова коагуляція, лазерна коагуляція, повітряно-плазмова коагуляція.

На сьогоднішній день існує велика кількість методів профілактики кровотеч, утворення гематом та гнійно-запальних захворювань в акушерсько-гінекологічній практиці. До них належать використання гемостатичних, антифібринолітичних препаратів, інфузійно-трасфузійна терапія препаратами крові, перев'язування та прошивання судин і тканин, електрохірургічні розрізи та коагуляція тканин та інші. В останні десятиліття активно впроваджують в хірургічну практику акушерсько-гінекологічних стаціонарів саме методи електрохірургії. До цього часу було розроблено чимало різновидів електрохірургічних методів, кожен з яких пройшов практичне випробування та виявив високу ефективність при виконанні різних оперативних втручань як в акушерській, так і в гінекологічній клініці.

Мета роботи: огляд існуючих методів електротехнічного супроводу оперативних втручань, що застосовують лікарі акушери-гінекологи, демонстрація переваг або певних недоліків того чи іншого методу.

Високочастотна електрохірургія – це метод хірургічного впливу на біологічну тканину шляхом проходження через неї високочастотного електричного струму з метою різання або коагуляції [1, 10, 11].

В електрохірургії поняття різання і коагуляції визначають таким чином:

- *різання* – це розсічення тканин тіла, спричинене проходженням високочастотного струму високої щільності в місці прикладання активного електрода;

- *коагуляція* – це закупорка кровонесних судин або зварювання тканини тіла, спричинене проходженням струму високої частоти в місці прикладання активного електрода.

Електрорізання (електротомія) відрізняється від традиційних методів розсічення тканини за допомогою різучих інструментів. Механізм різання полягає в тому, що висока питома потужність тепловиділення в тканині при проходженні по ній струму високої щільності приводить до швидкого випаровування внутрішньоклітинної рідини, утворення мікроскопічних бульбашок пару і, як наслідок, до розриву тканини за рахунок різкого підвищення внутрішньоклітинного тиску.

Електрокоагуляція характеризується «зварюванням», «оплавленням» тканин внаслідок їхнього локального нагріву в ділянці прикладання активного електрода. На сьо-

годнішній день існує велика кількість електрохірургічних апаратів, що використовують в різних галузях медицини: кардіології, урології, оториноларингології, гінекології, онкології і т.д., в яких застосовують різноманітні форми вихідного струму, режими різання, коагуляції та їх різновиди, широкий набір робочих інструментів, інтелектуальні системи управління і т.д.

Однак незважаючи на різноманіття електрохірургічної апаратури ці апарати мають загальні функціональні характеристики. До таких характеристик відносять: частоту вихідного струму, режими роботи, вихідну потужність, рівень автоматизації електрохірургічного впливу, склад і якість робочих інструментів [1, 10, 13].

В електрохірургії використовують змінний струм. Частота струму змінюється в діапазоні від 200-300 КГц до 3-4 МГц. Нижня межа діапазону зумовлена тим, що на частотах нижче 200-300 КГц починає проявлятися нервово-м'язова стимуляція, можливий вплив на серцево-судинну діяльність.

Тому мінімальна робоча частота зазвичай перевищує 200 КГц, нижче якої з'являється небажане скорочення м'язів і больові відчуття. На частотах понад 4 МГц виникають серйозні технічні труднощі. Тому верхня межа частот, що використовують в електрохірургії, не перевищує 3-4 МГц. Електрохірургічний вплив на частотах 1-4 МГц називають



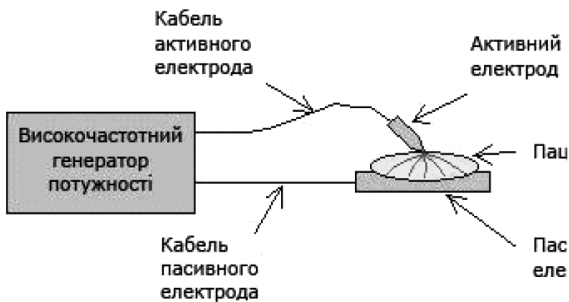
Фото 1. Лапаротомія з використанням монополярного радіохвильового скальпеля при виконанні кесарева розтину (власні дані)

вають **радіохірургією**, хоча фізика самого процесу не змінюється (фото 1) [1, 13].

У всіх електрохірургічних апаратах, незалежно від їхнього схематехнічного рішення, використовують один з двох (або обидва) режимів електрохірургічного впливу – монополярний або (та) біполярний.

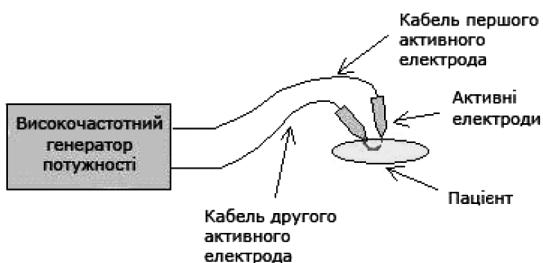
При *монополярному* режимі ланцюг, по якому проходить високочастотний струм, складається з послідовно з'єднаних генератора високочастотного струму (апарату), активного електрода, пацієнта, пасивного електрода. Електрохірургічний

вплив здійснюється активним електродом, робочу частину якого прикладають до тканини тіла пацієнта в місці виконання втручання. Площа поверхні робочої частини активного електрода, як правило, мала і не перевищує декількох десятків квадратних міліметрів. Пасивний (або нейтральний) електрод призначений для створення надійного електричного з'єднання одного виходу генератора з тілом пацієнта. Площа поверхні пасивного електрода досить велика і складає декілька квадрат-



Монопольний режим

Мал. 1. Монопольний режим коагуляції



Біполярний режим

Мал. 2. Біполярний режим коагуляції

них дециметрів. Струм від активного електрода проходить через тіло пацієнта і повертається в генератор (мал. 1).

При *біполярному* електрохірургічному впливі обидва виходи генератора з'єднані з двома активними електродами, об'єднаними конструктивно в один біполярний електрод, який пов'язаний з генератором одним двопровідним кабелем. Електрохірургічний вплив здійснюється кожним з активних електродів і захоплює простір між ними. У біполярного електрода обидві поверхні мають приблизно однакові розміри. В якості біполярного електрода можна використовувати спеціальні пінцети, затискачі та ножиці, що конструктивно складаються з двох рухомих і електрично ізольованих відносно один одного елементів (мал. 2).

Як в монополярному, так і в біполярному режимах, можливо проводити процедури різання і (або) коагуляції. За технічної реалізації процеси електрорізання і електрокоагуляції відрізняються один від одного формою прикладання напруги [1, 11].

Різання. Для режиму різання в монополярному і біполярному режимах використовують немодульовану височастотну напругу. Ефективність впливу і якість розрізу визначають за конструкцією робочого інструменту, рівнем прикладання напруги, часом впливу, і, звичайно, умінням хірурга грамотно поєднувати всі ці фактори. Для розтину тканин використовують електроди у вигляді ланцетів, петель, голок і т.п. Різання в біполярному режимі аналогічно різанню в монополярному режимі. Різниця полягає лише в тому, що в біполярному режимі використовують спеціальний інструмент [1, 10].

Коагуляція. Режим коагуляції як при монополярному, так і при біполярному впливі, характеризується тим, що височастотна напруга подається поодинокими пучками, при цьому час паузи в кілька разів перевищує час імпульсу (роботи). За рахунок такого «дроблення» височастотного сигналу забезпечується дозований нагрів тканини в зоні прикладання електрода, що не перевищує 100 °С, при якому відбувається гемостаз. У режимі коагуляції характер впливу, як і в режимі різання, залежить від конструкції робочих інструментів, рівня прикладання напруги (або потужності), кваліфікації хірурга.

Більшість електрохірургічних апаратів використовують різання в поєднанні з коагуляцією. Це так званий **змішаний режим**. Особливістю такого розрізу є потужний кровоспинний ефект, зумовлений супутньою коагуляцією [1, 13].

Коагуляційний вплив можна проводити двома способами: **контактним** або **безконтактним**.

Контактна коагуляція може бути *м'якою* або *форсованою*. Спосіб м'якої коагуляції дозволяє проводити щадний вплив з мінімальним некрозом і без сліду карбонізації (обвуглювання тканин). Форсована коагуляція відрізняється від м'якої тим, що дозволяє отримати в ділянці контакту електрода з тканиною значне поверхневе руйнування тканини і швидкий гемостаз [8, 10, 11].

Безконтактна коагуляція – *фульгурація* є форсованою коагуляцією, але без прямого контакту з тілом пацієнта. Використовують для поверхневої коагуляції на великій площі. Робочий електрод у цьому випадку утримується на деякій відстані від поверхні тканини, а вплив здійснюється за рахунок іскрового розряду, що виникає між електродом і тканиною [1, 8, 9, 12].

Залежно від величини потужності височастотного генератора *електрохірургічні апарати поділяють на кілька класів*: апарати малої потужності (до 50 Вт), середньої потужності (від 50 до 200 Вт) і апарати великої потужності (від 200 Вт). Відповідно і область застосування апаратів залежить від того класу, до якого належить апарат. Тому апарати загального призначення з найбільш широким спектром застосування, як правило, належать до класу потужних апаратів [1].

Виходячи зі співвідношення і рівня наведених характеристик, одні апарати призначені для універсального застосування, а інші – для виконання цілком конкретних дій, тобто спеціалізовані апарати. *Універсальні апарати*, як правило, використовують у загальній хірургії, мають широкий набір робочих інструментів, багато режимів, велику потужність. Це дозволяє таким апаратам здійснювати різні види впливів. *Спеціалізовані апарати* мають специфічні для конкретного застосування аксесуари, прецизійні регулювання, спеціальні навантажувальні характеристики і т.п. і використовуються тільки в певних областях хірургії. Спеціалізовані апарати простіше, надійніше і дешевше [1, 10].

Розроблення нових методів височастотної електрохірургії не припиняється. За останні роки було створено безліч нових апаратів з різними принципами дії. До найбільш ефективних і цікавих серед них належать: холодово-плазмова абляція, аргонплазмова коагуляція, молекулярно-резонансна коагуляція, повітряно-плазмова коагуляція та лазерна коагуляція.

Височастотну холодово-плазмову абляцію можна віднести до нетеплового методу електрохірургічного впливу, суть якого полягає в наступному: за допомогою спеціальних біполярних електродів в зону хірургічного впливу вводять фізіологічний розчин і одночасно на ці електроди подають височастотну напругу. У результаті в рідкому струмопровідному середовищі навколо електрода формується область плазми у вигляді тліючого розряду. Формується так



Фото 2. Аргонноплазмовий факел в режимі «Фульгур».
Кесарів розтин (власні дослідження)

звана плазмова кишеня. Унаслідок дії високочастотного електричного поля відбувається активна іонізація молекул фізіологічного розчину і частково води. Плазма, що утворюється при цьому, має високу концентрацію іонізованих частинок. Енергія частинок плазмового поля в області біполярного електрода складає від 3 до 6 еВ. Цієї енергії цілком достатньо для руйнування молекулярних зв'язків при бомбардуванні молекул біологічної тканини, що оточують електрод. За рахунок такого іонного бомбардування навколо електрода відбувається низькотемпературний молекулярний розпад тканин на вільні радикали, які зміщуються з рідкою чи газоподібною субстанцією і видаляються з області впливу [2, 5, 6].

Аргонноплазмова коагуляція (АПК) тканин – це метод монополярної високочастотної хірургії, при якому енергія струму високої частоти електродом передається на тканину безконтактним способом за допомогою іонізованого інертного газу аргону. Носії електричних зарядів, тобто «вибиті» з атомів аргону електрони і позитивно заряджені іони аргону, що залишились, забезпечують проходження електричного струму, в результаті чого між електродом і тканиною утворюється аргонноплазмовий факел (фото 2). При впливі факела на тканину відбувається її локальне нагрівання і коагуляція на глибину не більше 3 мм [1, 3, 4, 9, 12].

Безперечною перевагою методу є те, що в середовищі інертного газу аргону за температури 120 °С відбувається коагуляція тканин на глибину не більше 3 мм; при цьому відсутній ефект карбонізації тканин та наявний температурний антисептичний ефект. Глибоке прогрівання тканин в області шва активізує репаративні процеси, приводить до скорочення колагенових волокон, що надає додатковий гемостатичний ефект та запобігає утворенню ранового ексудату. Окрім того, технічні особливості апарату «ФОТЕК ЕА 142» (фото 3) дозволяють виконувати швидкий розріз тканин монополярним електродом та додатковий гемостаз біполярним електродом.

Результати наших клінічних досліджень переконливо свідчать про високу ефективність застосування методу АПК тканин у разі виконання кесарева розтину, гінекологічних операцій лапаротомним та лапароскопічним доступами. Перевагами методу є можливість отримання швидкого і надійного гемостазу на великій поверхні, антисептична дія і зменшення інфільтрації тканин в зоні застосування, відсутність контакту електрода з тканиною, що виключає обуглювання тканин та мікробну контамінацію. Все це сприяло нормальному, без ускладнень, перебігу як інтра-, так і післяопераційного періоду, мінімізації об'єму крововтрати, покращанню репаративних процесів, а також забезпечувало майже безболісний перебіг післяопераційного періоду й значно менший термін перебування хворих в стаціонарі порівняно з випадками, де цей метод не використовували [3, 4].

Запропонований нами комплексний підхід до профілак-

тики розвитку акушерських кровотеч та інших ускладнень при повторному кесаревому розтині з використанням АПК тканин та застосуванням сучасного утеротонічного препарату Карбетоцин, мінімізував інтраопераційну крововтрату шляхом швидкої коагуляції малих судин без ефекту карбонізації, зменшував ризик розвитку інфекційно-запальних ускладнень, зважаючи на зменшення тривалості оперативного втручання, прямої антисептичної дії аргонної плазми та зменшення ранового ексудату; запобігав розвитку масивних акушерських кровотеч [4].

За нашими даними, використання технічного (АПК) та медикаментозного (Карбетоцин) супроводу повторного кесарева розтину зменшувало кількість ускладнень у післяопераційний період, сприяло нормальній інволюції матки, зменшувало кількість призначень знеболювальних препаратів, антибіотиків та тривалість перебування в акушерському стаціонарі в середньому на дві доби [4].

Крім того, АПК тканин можна використовувати як електротехнічний супровід при гінекологічних операціях, в тому числі лапароскопічних; для лікування доброякісної патології шийки матки. Ми маємо успішний досвід використання радіохвильового скальпеля та АПК у випадках виконання консервативної міомектомії в комплексі з препаратом вазоконстриктивної дії – Терліпресином. Таке проведення оперативного втручання значно зменшувало об'єм крововтрати, покращувало репаративні процеси, створювало умови для утворення надійного рубця на матці, зменшувало прояви мово та спайкового процесу після операції.

Молекулярно-резонансна коагуляція. Фізична основа методу полягає в наступному: енергія генератора передається квантами, енергія яких абсолютно дорівнює енергії міжмолекулярних зв'язків. Впливаючи на зв'язки тією самою енергією, яку мають вони, кванти генератора створюють резонанс молекулярних зв'язків. При цьому амплітуда коливань окремих молекул різко зростає, що призводить до розриву клітинних мембран. На макроскопічному рівні це реалізується у вигляді розрізу тканини. У результаті, температура в зоні розрізу не перевищує 45–50 °С, що виключає утворення зони теплового некрозу і обуглювання країв розрізу. Для досягнення коагуляції при застосуванні молекулярно-резонансної техніки проводять зміну частоти режиму генератора таким чином, щоб не забезпечувати 100% резонанс в молекулярних зв'язках. Унаслідок цього відбувається зміна просторової структури білкових молекул, спричинена розривом водневих зв'язків (денатурація), що призводить до їхнього «злипання» і забезпечує коагуляційний ефект. При цьому температура клітин дещо підвищується і досягає 60–70 °С [1, 11, 13].

Повітряно-плазмову коагуляцію проводять шляхом підведення високотемпературного повітряно-плазмового потоку (ВПП) безпосередньо до поверхні рани (відстань від



Фото 3. Апарат «ФОТЕК ЕА 142»

вихідного каналу маніпулятора-коагулятора до ділянки впливу повинно бути не більше 25 мм). При підведенні енергії ВПП з температурою понад 2000 °С до тканини відбувається її нагрівання до температури кипіння тканинної рідини. Утворюється компактний шар некрозу, що складається з продуктів деструкції білкових сполук, частково пошкоджених і нежиттєздатних, і зона паранекрозу – зона частково оборотних змін у клітинах (фото 4).

У подальшому зона паранекрозу стає джерелом регенерації. Подальше збільшення часу впливу призводить до посилення процесу кипіння і випаровування тканинної рідини. Формується губчастий шар некрозу – пориста, еластична і герметична структура, що складається зі зневоднених білкових і жирових сполук. У тканині з'являється чітко виражена фізична межа випаровування рідини, що розділяє губчастий і компактний шари некрозу. Верхня температурна межа губчастого шару некрозу збігається з температурою початку термічного розкладання білкових і жирових сполук на найпростіші хімічні елементи – формується карбонізований (вугільний) шар некрозу, що представляє собою згорілу і обуглену тканину. Таким чином забезпечується надійний коагуляційний гемостаз (мал. 3). Універсальним способом дозування необхідної для коагуляції енергії є зміна часу впливу і відстані від вихідного каналу коагулятора до області коагуляції. Для отримання надійної коагуляції відстань від вихідного каналу маніпулятора лежить в межах від 2 до 25 мм [1, 9, 10]. Крім того, апарати цього класу мають NO-режим, механізм дії якого пов'язаний з антимікробною, репаративною та ендотеліостимулювальною дією.

Так само, як і АПК тканин, ППК тканин можливо використовувати при проведенні акушерсько-гінекологічних операцій з метою зменшення інтра-, та післяопераційних геморагічних і гнійно-запальних ускладнень, лікування доброякісних процесів шийки матки. Але метод потребує подальшої клінічної апробації з огляду на невелику кількість клінічних досліджень в акушерсько-гінекологічній практиці.

Лазерна коагуляція. Лазер, або оптичний квантовий генератор, – це технічний пристрій, що випускає світло в дуже вузькому спектральному діапазоні у вигляді спрямованого висококогерентного, монохроматичного, поляризованого променя, тобто потоку високоорганізованого в просторі і в часі електромагнітного випромінювання одного кольору. Однією з найважливіших характеристик лазерного випромінювання є його спектральна характеристика, або довжина хвилі. У лазерній терапії застосовують випромінювання в діапазоні довжин хвиль від 0,3 до 10,06 мкм (від ультрафіолетового до інфрачервоного). Світло, що генерується лазером, є практично паралельним променем, який може бути сфокусований у пляму малого діаметра на об'єкті впливу. При його поглинанні в тканинах виділяється теплова енергія, якою залежно від потужності можна локально

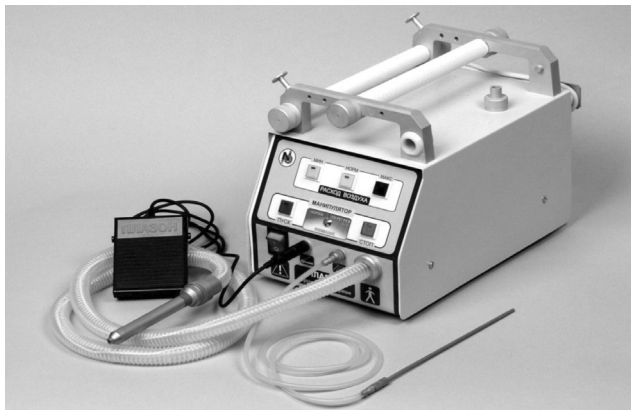
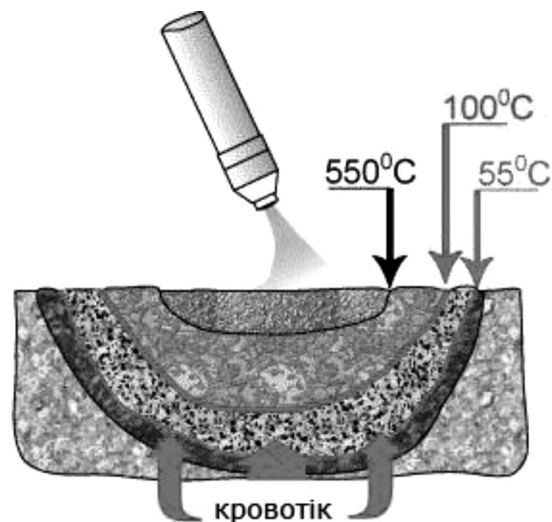


Фото 4. Апарат повітряно-плазмовий «Плазон»



Мал. 3. ППК (з периферії до центру: вугільний шар, губчастий шар некрозу, компактний шар некрозу, зона паранекрозу та температури нагрівання тканини у цих шарах)

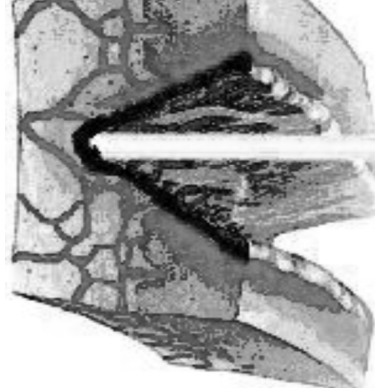
нагрівати, коагулювати тканини, різати і випаровувати їх (мал. 4) [7, 10].

Лазерну коагуляцію тканин використовують в основному в гінекологічній практиці для лікування патологічних станів шийки матки.

ВИСНОВКИ

Поява електрохірургії звела до мінімуму більшість чинників, що негативно позначаються на роботі лікарів і медичного персоналу. Таким чином, значні переваги різних методів електрохірургічного втручання стали більш очевидними: майже безкровне розсічення, резекція тканин та органів, низькі інтраопераційні крововтрати, виключення ризику атрофічного та гіпертрофічного рубцювання, зменшення ризику інфікування пацієнта та покращання репаративних процесів за рахунок температурного ефекту і надійного гемостазу, прискорене загоєння післяопераційної рани, значне зменшення болю в післяопераційний період.

Використання електрохірургічних апаратів при акушерсько-гінекологічних операціях дозволяє швидко та ефективно розтинати тканини та органи з мінімальною травматизацією, забезпечувати надійний гемостаз в місці розрізу, профілакувати гнійно-запальні захворювання та покращувати репаративні процеси в післяопераційний період. Коагуляція судин цим методом дозволяє забезпечити мінімальну крововтрату при ургентних та планових акушерсько-гінекологічних операціях.



Мал. 4. Лазерна коагуляція тканин

Саме тому доцільно ширше впроваджувати високочастотну електрохірургію для кожного з видів оперативних втручань в акушерсько-гінекологічному стаціонарі, що в комплексі з медикаментозними засобами забезпечить надійний гемостаз, репарацію тканин, а отже покращить результати оперативного лікування.

Использование электрохирургических методов в акушерско-гинекологической практике
О.В. Голяновский, М.В. Хименко, М.В. Бачинская

The use of electrosurgical techniques in obstetric and gynecological practice
O. Golyanovskiy, M. Himenko, M. Bachynska

В статье представлен обзор применения различных электрохирургических методов при проведении акушерских и гинекологических операций как лапаротомным, так и лапароскопическим доступом. Изложен собственный опыт использования радиоволнового скальпеля и аргоноплазменной коагуляции тканей при проведении кесарева сечения. Представлены преимущества и показания к применению различных электрохирургических методов в акушерско-гинекологической практике.

This paper reviews the application of different methods of electrosurgery during obstetric and gynecological surgery as laparotomy or laparoscopy. Present our own experience with radiofrequency scalpel and argon plasma coagulation of tissue during caesarean section and gynecological abdominal operations. The advantages and indications for use of various methods of electrosurgery in obstetric and gynecological practice.

Ключеві слова: електрохірургія, радіоволнової скальпель, аргоноплазменная коагуляція, лазерная коагуляція, воздушно-плазменная коагуляція.

Key words: electrosurgery, radiowave scalpel, argon plasma coagulation, laser photocoagulation, air-plasma coagulation.

Сведения об авторах

Голяновский Олег Владимирович – Национальная академия последипломного образования имени П.Л. Шупика, 04112, г. Киев, ул. Дорогожицкая, 9; Киевский областной центр охраны здоровья матери и ребенка; 04107, г. Киев, ул. Багговутовская, 1; тел.: (044) 489-49-35; E-mail: Golyanovskyy@bigmir.net

Хименко Марина Васильевна – Национальная академия последипломного образования имени П.Л. Шупика; 04112, г. Киев, ул. Дорогожицкая, 9; Киевский областной центр охраны здоровья матери и ребенка, 04107, г. Киев, ул. Багговутовская, 1, тел.: (044) 489-49-35

Бачинская Марина Анатольевна – Национальная академия последипломного образования имени П.Л. Шупика; 04112, г. Киев, ул. Дорогожицкая, 9; Киевский областной центр охраны здоровья матери и ребенка; 04107, г. Киев, ул. Багговутовская, 1; тел.: (044) 489-49-35, E-mail: Tariella@ukr.net

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Белов С.В., Сергеев В.Н. Электрохирургическая аппаратура. Теоретические основы электрохирургических воздействий и принципы построения/ Под ред. академика РАМН Викторова В.А. // М.: ЗАО «ВНИИМП-ВИТА РАМН», 2002. – 125 с.
2. Белов С.В. Технология высокочастотной холодноплазменной абляции для минимально инвазивной хирургии // Мед. техника, № 2. – 2004. – С. 23-30.
3. Голяновский О.В., Мехедко В.В. Применение аргоно-плазменной коагуляции при кесаревом сечении // Здоровье женщины. – 2011. – № 7 – С. 107-110.
4. Голяновский О.В., Мехедко В.В., Кульчицкий Д.В. Комплексная профилактика усладненъ у разі вторного кесарева розтину // Педіатрія, акушерство та гінекологія. – 2011. – № 6. – С. 88-91.
5. Езеев А.Р. Использование высокочастотной абляции и холодно-плазменной коагуляции при артроскопическом лечении патологии крупных суставов у спортсменов и артистов балета: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 2009. – 25 с.
6. Жуликов А.Л., Маланин Д.А., Новоцадов В.В. Применение холодноплазменной абляции для восстановления поврежденных суставных поверхностей: модельные испытания // Вестн. Новых медицинских технологий. – 2009. – Т. 16, № 3. – С. 104-105.
7. Минкевич К.В., Процент Н.Е. Применение диодного лазера в гинекологии. // Практическое руководство. Санкт-Петербург: Издательство СПб ГМУ им. акад. Павлова. – 2001.
8. Панцырев Ю.М., Шаповальянц С.Г., Федоров Е.Д., Юдин О.И. Эндоскопический гемостаз с использованием аргоноплазменной коагуляции при острых желудочно-кишечных кровотечениях язвенной этиологии //Сб. тезисов 9-го Московского международного конгресса по эндоскопической хирургии. – М., 2005. – С. 250-22.
9. Argon plasma coagulation (APC) in gastroenterology: experimental and clinical experiences / W. Johans, W. Luis, J. Janssen et al. // Eur. J. Gastroenterol. Hepatol. – 1997. – V. 9. – P. 581-587.
10. Cook J.L. Assessment of cellular, biochemical and histological effects of bipolar radiofrequency treatment of canine articular cartilage / J.L. Cook [et al.] // Am. J. Vet. Res. – 2004. – Vol. 65. – P. 604-609.
11. D.P. Bortnick «Coblation: An emerging technology and new technique for soft-tissue surgery» // Plast. Reconstr. Surg., vol. 107, № 2. – 2001. – P. 614-615.
12. Skok P. Argon plasma coagulation versus injection sclerotherapy in peptic ulcer hemorrhage – a prospective, controlled study. // Hepatogastroenterology. – 2004. – Vol. 51 (55). – P. 165-170.
13. Yasura K. Mechanical and biochemical effect of monopolar radiofrequency energy on human articular cartilage: an in vitro study / K. Yasura [et al.] // Am. J. Sports Med. – 2006. – Vol. 34, N 8. – P. 1322-1327.

Статья поступила в редакцию 28.01.2013