

УДК 616.36-005.1-089:615.373.34
DOI:10.24061/2413-0737/XXI.2.82.1.2017.35

О.Ю. Усенко^{1,2}, О.М. Литвиненко^{1,2}, О.П. Тернавський²

ХІРУРГІЧНІ МЕТОДИ КОАГУЛЯЦІЙНОГО ГЕМОСТАЗУ ПАРЕНХІМИ ПЕЧІНКИ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

¹Національний інститут хірургії та трансплантології імені О.О. Шалімова, м. Київ

²Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, м. Київ

Резюме. У статті представлено огляд літератури вітчизняних та іноземних джерел інформації з проблем гемостазу при оперативних втручаннях на паренхіматозних органах. Відзначені аспекти розвитку, технічні особливості, переваги та недоліки кожного методу здійснення гемостазу: моно-, біполярної електрокоагуляції;

лазерної, ультразвукової, аргоноплазмової коагуляції; конвекційно-інфрачервоної термохірургічної технології, високочастотного електрозварювання.

Ключові слова: гемостаз, електрокоагуляція, паренхіма печінки, електрохірургія, коагуляційний струп, конвекційно-інфрачервона коагуляція.

На теперішній час у хірургії паренхіматозних органів гемостаз залишається надзвичайно актуальною проблемою, яка пов'язана з великими труднощами, а нерідко, із серйозними і навіть фатальними ускладненнями. При забезпеченні гемостазу печінки важливо враховувати фактори, що сприяють тривалій кровотечі: погана скоротлива здатність паренхіми печінки, відсутність клапанного апарату у венах органа, просвіт судин, що зієє.

Серед методів гемостазу при кровотечах із паренхіми печінки особливе місце займають фізичні методи коагуляції. Найбільш доступним та простим у використанні з фізичних методів гемостазу є електрохірургічна коагуляція.

Історія електрохірургії розпочинається з використання принципу нагріву та використовується з давніх часів. Термокоагуляція здійснювалася шляхом прикладання нагрітих до високої температури предметів, наприклад заліза, до поверхні тканини. Цей процес носить назву "каутеризації", що в перекладі з грецької "kauteron" означає нагріте залізо. Іноді електрокаутеризацію помилково називають електрохірургією, що є не зовсім вірним, оскільки при електрохірургічному впливі дія на тканини здійснюється при проходженні через неї електричного току високої щільності, який сконцентрований на кінці електрода [26, 34].

В електрохірургії використовується перемінний струм із частотою коливань у діапазоні 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 та больові відчуття, можливий вплив на серцево-судинну діяльність. На частотах більш як 4 МГц виникають серйозні технічні труднощі, тому верхня межа частот, яка використовується в електрохірургії, не перевищує 3-4 МГц [21, 22].

Найбільш доступним і поширеним є метод монополярної електрокоагуляції. Однак його використання супроводжується низкою негативних явищ: термічним пошкодженням тканини на неконтрольовану глибину, що призводить до опіку і некротичних змін навколишніх тканин і, як наслідок, до розвитку запалення, що подовжує терміни загоєння рани, до деформації і формування грубої рубцевої тканини;

можливістю зупинити тільки капілярну кровотечу, тобто коагулювати судину діаметром до 1 мм; налипанням тканини на наконечник інструмента, що знижує ефективність і вимагає його очищення, подовжуючи оперативне втручання.

Для того, щоб відновлення фізіологічних функцій оперованого органа або тканини проходило швидко і не викликало ускладнень, термічний вплив має бути, з одного боку, мінімальним, з іншого – достатнім для отримання надійного гемостазу. Цим вимогам відповідає процес біполярної електрокоагуляції м'яких живих тканин, на відміну від традиційного процесу монополярної електрокоагуляції та інших різновидів фізичного впливу, при яких перегрів або переохолодження тканини в місці розташування електродів призводить до втрати її життєдіяльності [1, 16].

Незважаючи на локальний вплив в біполярній електрохірургії, також має місце бокове розповсюдження тепла, що зумовлене теплопровідністю тканин. Температура, достатня для виникнення некрозу тканин, може бути зареєстрована на відстані 2 см від точки коагуляції [23, 35].

Основні переваги біполярної електрокоагуляції є утворення сухого коагуляційного струпа на коагульованій поверхні, швидке зменшення крововтрати, абластичність, можливість використання в умовах ускладненого ранового перебігу. Незважаючи на явні переваги даного методу коагуляції, не менше і негативних моментів у використанні, а саме – утворення досить великої зони ушкодження, неможливість контролювати глибину термічного ушкодження паренхіми органа з можливістю пошкодження судинних та протокових структур, труднощі в коагуляції артеріальних судин діаметром більше 1,5 мм та венозних структур більше 3 мм у глибині паренхіми, інтенсивне запалення та некроз тканин [22, 27].

Ультразвук, як метод коагуляції, у хірургічній практиці розпочинає свій шлях із середини ХХ століття. Використання ультразвукової енергії в медицині повідомлялося вже, починаючи з 1960 року, коли метод використовувався для лікування хвороби Мін'єра [22].

До 70-х років минулого століття застосування ультразвуку обмежувалося переважно фізіоте-

рапевтичною та діагностичною практикою. Інтерес хірургів до ультразвуку зріс після вивчення його біологічних і фізичних властивостей, що призвело до широкого використання його спочатку в експериментальній, а потім і в клінічній хірургії.

Суттєвою перевагою ультразвукового скальпеля є мінімальне латеральне ушкодження тканин, які межують із місцем дії робочої частини інструмента та направленням розповсюдження механічних хвиль скальпеля [7].

Побоювання, що застосування ультразвуку може виявитися в якійсь мірі шкідливим для організму, не підтвердилися. Доведено, що ультразвукові коливання швидко згасають і їх інтенсивність не перевищує 1 Вт/см^2 , що для організму людини безпечно.

Основний принцип дії ультразвукових інструментів, як ультразвукового коагулятора, полягає у використанні низькочастотної механічної вібрації (в діапазоні 20-60 кГц) наконечника інструмента для розсічення та коагуляції тканин. Механічна вібрація, яка передається тканинам при контакті, індукує денатурацію білка, руйнування водневих зв'язків всередині клітини.

Ультразвуковий спосіб володіє невисокою швидкістю дисекції тканин, але спричиняє меншу ушкоджуючу дію, порівняно з стандартним електрохірургічним впливом, при збереженні коагуляційного ефекту. При цьому на поверхні тканини не утворюється характерного для електрохірургічного впливу коагуляційного темного струпа [16, 21, 22].

На сучасному етапі у світовій хірургічній практиці все ширшого застосування набувають методи біполярного високочастотного зварювання як для досягнення гемостазу, так і для з'єднання тканин.

Завдяки розробкам колективу співробітників Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України спільно з вченими та фахівцями Національного інституту хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова з'явилася можливість застосування високочастотного електроструму для з'єднання м'яких тканин. Розроблений високочастотний генератор ЕК-300М1 і набір спеціалізованого інструментарію дозволяє проводити зварювання тканин на основі дозованої подачі модульованого струму, який автоматично генерується залежно від конкретного тканинного імпедансу [10, 17].

При здійсненні високочастотного електрозварювання електричний струм високої частоти проходить через стінки "здавленої" судини і викликає її нагрівання. При температурі понад $50\text{-}55^\circ\text{C}$ білки, які містяться в тканині – глобуліни – починають "розмотуватися" і переплітатися, у результаті чого відбувається з'єднання стиснутої стінки судини, що виключає кровотечу [3, 5, 8, 10, 11].

Морфологічні дослідження переконливо демонструють феномен протеїн-асоційованої

електротротермічної адгезії тканин, який є механізмом профілактики кровотеч при розтині тканин і, завдяки абсолютній біологічній інертності, повністю задовольняє принципам сучасної оперативної техніки.

Як альтернатива високочастотної електрохірургії, в абдомінальній хірургії можуть бути використані джерела енергії на основі плазмових і лазерних технологій. Основними відмінними особливостями цих джерел енергії є можливість ефективного об'єднання процесів впливу на біологічні тканини - розсічення, коагуляції, деструкції, стерилізації та відсутність небезпеки пошкодження організму електричним струмом [7, 29].

Одним із перспективних напрямків у забезпеченні надійного гемостазу паренхіматозних органів є лазерна коагуляція. Перша згадка про використання лазерів в абдомінальній хірургії датується 1964 роком.

В абдомінальній хірургії застосовуються CO_2 лазери, а також гольдмієві та неодимові квантові генератори (останні найбільш ефективні для зупинки кровотечі з паренхіматозних органів). Застосування неодимового лазера для коагуляції ран печінки дозволяє досягти ефективного гемо- та холестазу, CO_2 і АІГ– неодимовий лазер з успіхом використовуються при органозберігаючих операціях з приводу травми печінки [1, 28].

Високоінтенсивне лазерне випромінювання викликає різноманітні фототермічні реакції в біологічних тканинах. Ці реакції характеризуються підвищенням температури тканин. Їх можна розділити таким чином: денатурація білка (від 40°C), коагуляція (від 65°C), випаровування (від 100°C) та карбонізація при більш значній температурі (від 500°C). Лазерний коагуляційний некроз якісно відрізняється від некрозу, який створює електрокоагуляція чи кріодеструкція тим, що його зона набагато менша та досягається чудовий косметичний ефект. На межі «лазерної» рани спостерігається зовсім незначна лейкоцитарна інфільтрація, що призводить до зменшення зони запального набряку та скорочення фази проліферації [5, 15].

До безперечних переваг лазерів відносяться: одночасне розсічення та коагуляція лазерним променем кровоносних та лімфатичних судин; відносно невелика зона термічного пошкодження тканин; утворення щільного фіксованого струпа на коагульованій поверхні, відсутність вторинних кровотеч, відсутність ефекту карбонізації [1, 14].

Вагоме місце в забезпеченні гемостазу посідає кріохірургія, активний розвиток якої розпочинається з ХХ ст. Як холодоагент у кріоприладах використовують тверду вуглекислоту, фреон, рідкий азот. Величезний внесок у розвиток кріохірургії печінки вніс професор Б.І. Альперович з його учнями та колегами. Однією з найактуальніших розробок колективу є кріоультразвуковий та кріовіброскальпель, створений Б.І. Альперовичем, Л.М. Парамоновим та співробітниками Сибірського фізико-технічного інституту (Томськ).

Кріоультразвуковий і кріовіброскальпелі дають можливість одночасного механічного розділення тканин, що поєднується з впливом низьких температур. При цьому промороження тканин не перевищує 500 мкм. Використання даних методів дозволяє зупинити паренхіматозну кровотечу та кровотечу із судин діаметром до 2 мм [14].

Одним із сучасних способів комплексного впливу на паренхіматозні органи з метою здійснення гемостазу та антимікробної дії є обробка потоком плазми. З практичної точки зору плазму можна розділити на два види: низько- і високотемпературну. Низькотемпературною називають плазму, у якій середня енергія електронів менше потенціалу іонізації атома (менше 10 eV). Температура такої плазми не перевищує 10^5 К. Плазма з більш високою температурою називається гарячою або високотемпературною.

Ефекти гарячої плазми знайшли своє застосування в плазмових коагуляторах. У цих приладах електрична плазма, що виходить при виникненні електричної дуги всередині коагулюючої голівки, видувається на оброблювану поверхню струменем інертного газу. За рахунок застосування інертних газів (аргон, гелій) коагуляція і розсічення тканин не супроводжується задимленням і запахом, оскільки інертні гази не підтримують реакції горіння [20]. При цьому температура коагулюючої плазми дорівнює такій у дузі електрозварювання і може становити 4000°C . За рахунок такої температури коагулюється будь-яка судина, будь-яка біологічна тканина, але і опіки прилеглих тканин також будуть відповідними. Так, наприклад, при роботі подібним скальпелем-коагулятором у режимі різання прилеглі тканини будуть повністю обвуглені на глибину 3-5 мм, а ще на 5 мм і глибше представляють собою суцільні опіки [14, 30].

Електрохірургічний метод аргоноплазмової коагуляції (Argon Plasma Coagulation - APC) в останні роки все ширше та успішно застосовується для здійснення гемостазу. Залежно від наявних показань до застосування, аплікація струменя аргонової плазми можлива в осьовому, бічному або радіальному напрямку. Глибина коагуляції досягає 1-2 мм. Пошкодження глибше розташованих структур органів, які піддаються коагуляції, відбувається в межах від 80 до 1600 мкм, з коагуляцією артерій діаметром 1-1,5 мм та вен до 3,5 мм [3, 25, 31]. Струп, що утворюється в результаті монополярної аргонопосиленої коагуляції, міцний, що призводить до зниження ризику розвитку пізніх післяопераційних кровотеч [25, 30].

Аргоноплазмова коагуляція має ряд принципів переваг порівняно з іншими методами, а саме – можливість коагуляції плоских кровоточивих поверхонь, обмежена глибина проникнення, що значно зменшує імовірність перфорації тонкостінних судин, відсутність карбонізації, захисна дія інертного газу [1, 12].

Вагомим недоліком способу аргоноплазмової коагуляції є необхідність охолодження плаз-

мотрона проточною водою з високим ступенем очищення, заправка балонів дефіцитним робочим газом (аргоном або гелієм), підвищена травматизація біологічних тканин при їх нагріванні плазмовим струменем. Для усунення цього недоліку запропоновано використовувати цей спосіб в імпульсному режимі, а крім цього, для скорочення часу досягнення гемостазу попередньо обробляти «робочу» поверхню розчином альбуміну людини [1, 14].

Особливо варто відзначити принципово новий метод електрохірургічного впливу – це холодноплазмова абляція. За даного методу зупинки кровотечі з печінкової паренхіми використовується "нерівноважна плазма" (синонім «холодна плазма»). Даний метод заснований на формуванні в штучно створеному рідкому середовищі ділянки холодної плазми, в якій створюється висока концентрація іонізованих частинок. Ці частинки «бомбардують» навколишні молекули біологічної тканини, руйнуючи молекулярний зв'язок, розбиваючи молекулу на вільні радикали, які в результаті змішуються у вигляді газоподібної чи рідкої субстанції та видаляються з місця впливу [29].

Перспективним, але недостатньо вивченим методом коагуляційного гемостазу є радіохвильова хірургія. Це унікальний безконтактний метод розрізу та коагуляції м'яких тканин за допомогою радіохвиль високої частоти (3,8-4,0 МГц). Високочастотна енергія концентрується на кінчику «активного» або «хірургічного» електрода, викликаючи вивільнення внутрішньоклітинної молекулярної енергії, яка нагріває тканини і фактично випаровує клітини. При цьому безпосередній контакт електрода з тканинами відсутній, а сам електрод не нагрівається. Крім того, дана техніка повністю виключає патологічні скорочення м'язів або стимуляцію нервових закінчень при проходженні хвиль через тіло пацієнта (ефект Фарадея).

Метод радіочастотної абляції відноситься до електрохірургічних процедур, використовується, зазвичай, у монополярному режимі, рідше в біполярному варіанті. У цілому, методика заснована на замкнутій електричній дузі з двома електродами, які поширюють навколо себе радіочастотний струм. Наявні в клітинах пухлини, зарядженні молекули (диполі) коливаються в перемінному електромагнітному полі. Ці «мікроколивання» внутрішньоклітинних структур розігрівають клітину до температури близької 100°C . Розміри коагуляту, залежно від часу дії та інших факторів, можуть сягати декількох сантиметрів, а в подальшому зона впливу заміщується сполучною тканиною. Дослідження останніх років яскраво продемонстрували можливість використання систем для радіочастотної абляції при виконанні безкровних резекцій органів, в основному печінки та нирок, шляхом «прогріву» лінії запланованої резекції [11].

Сучасні тенденції до зменшення ушкоджень тканин при оперативних втручаннях вимагають

впровадження в повсякденну практику малотравматичних методів здійснення гемостазу. Сучасні термохірургічні технології є одними з найефективніших у здійсненні надійного гемостазу, а апарати, засновані на безконтактному конвекційно-інфрачервоному впливі на тканини додатково до надійного гемостазу дозволяють здійснювати дезінфекцію поверхні рани [7, 18].

Проведені доклінічні дослідження та досвід застосування конвекційно-інфрачервоної технології (KI-технології) при виконанні оперативних втручань підтвердили її переваги при забезпеченні надійного гемостазу. Найбільша ефективність, порівняно з іншими хірургічними технологіями, виявлена при зупинці кровотеч із паренхіматозних органів, губчастих кісток [4].

Основною відмінністю конвекційно-інфрачервоної технології від інших термохірургічних методик є формування стерильної коагуляційної пломби на поверхні паренхіматозного органа. Основою формування такої пломби є коагульовані та ліофілізовані білки компонентів крові, зруйнованих клітин і міжклітинної рідини [7, 18].

Превентивна коагуляція тканин та судин у зоні механічного розтину дозволяє реалізувати методику безкровного розтину, що в ряді випадків має вагоме значення в успішному досягненні мети оперативного втручання [19].

Контактна світлова коагуляція є ефективним методом гемостазу при ушкодженні печінки, селезінки та нирок. Глибина її дії у тканинах становить 5 мм, гемостаз досягається за рахунок комбінації механічного (тиск маніпулятора) і теплового (інфрачервоне випромінювання) факторів. Найбільшою перевагою фотокоагуляції є те, що вона дозволяє здійснити зупинку кровотечі під шаром крові, чого неможливо досягти іншими методами [1].

Біполярна герметизація судинної системи (BVSS) LigaSure (Autosuture, Valleylab, Boulder, CO, США) є новою гемостатичною системою, у якій використовується високотокова, низьковольтна радіочастотна енергія з вбудованим активним елементом управління зі зворотним зв'язком, що заснована на одночасній дії тиску та біполярної електричної енергії, яка герметизує судини більші ніж 2-7 мм у діаметрі, шляхом денатурації колагену та еластину в стінці судини та в оточуючій сполучній тканині. Сам процес герметизації судини займає близько 5 с. Лабораторні дослідження показали, що, у середньому, судина коагульована за допомогою LigaSure може витримувати тиск до 400 мм рт.ст. [28, 34, 37].

LigaSure першочергово використовувався при виконанні урологічних, гінекологічних операцій, спленектомії, гемороїдектомії та тиреоїдектомії. Останнім часом технологія все більше поширена в лапароскопічній та хірургії шлунково-кишкового тракту.

В останнє десятиліття численні рандомізовані контрольовані дослідження показали, що використання LigaSure скорочує час оперативного

втручання та крововтрату при виконанні стравохідної деваскуляризації, спленектомії та резекції печінки. Yao з колегами (2011) у своєму метааналізі з дев'яти проспективних досліджень проведення тиреоїдектомії повідомили, що використання LigaSure значно зменшило час оперативного втручання [32].

Незважаючи на те, що Hefni, Cronje' та de Coning у своїх дослідженнях не виявили ніякої статистично достовірної різниці в умовах крововтрати між використанням LigaSure відносно традиційного ушивання судин під час виконання вагінальної гістеректомії, результатами дослідження проведеного Gizzo S. та колегами були доведені переваги використання LigaSure у зменшенні загальної крововтрати [28].

Результати дослідження проведеного Sano T., Sasako M., Yamamoto S. (2004) показали, що використання LigaSure цілком безпечно в хірургії раку шлунка. Ніяких ускладнень, які могли б бути пов'язані з використанням LigaSure не траплялися. Результати дослідження продемонстрували, що судини, лігвані за допомогою LigaSure, можуть витримувати тиск, який перевищує фізіологічний систолічний тиск у три рази, за відсутності некротичних тканин у місці впливу, таким чином унеможливаючи повторну кровотечу з коагульованої судини [38].

Проаналізувавши існуючі хірургічні методи здійснення гемостазу на паренхіматозних органах, можна дійти висновку про те, що до теперішнього часу відсутній оптимальний метод коагуляції поверхні ран печінки, а пристрої, які застосовуються з цією метою, недосконалі. Існує необхідність ув розробці нових пристроїв, основною концепцією яких була б швидка зупинка кровотечі, а сама методика була технічно проста у використанні; у розробленій технології повинен бути мінімальний або відсутній пошкоджувальний вплив на здорову тканину паренхіматозного органа, що не призводив би до істотного порушення функції органа та, по можливості, мати бактерицидну дію.

Літератури

1. Асланян С.А. Методи місцевого гемостазу при пошкодженнях паренхімних органів живота (огляд літератури) / С.А. Асланян // Літопис травматол. та ортопедії. – 2014. – № 1-2. – С. 132-136.
2. Баязитов Н.Р. Сравнительные морфогистологические особенности действия гармонического скальпеля и LigaSure на ткань печени в эксперименте / Н.Р. Баязитов // Досягнення біол. та мед. – 2010. – № 2 (16). – С. 4-10.
3. Бондаревский И.Я. Аргоноусиленная коагуляция и высокоинтенсивное лазерное излучение в хирургии печени / И.Я. Бондаревский, Д.Е. Гринчий // Фундамент. исследования. – 2011. – № 10-3. – С. 485-487.
4. Голубев А.А. Эндоскопическая хирургия / А.А. Голубев, А.А. Доманин, П.А. Кулаков // Газоплазменная коагуляция печени в эксперименте. – 2013. – № 4. (Т. 19). – С. 32-38.
5. Дослідження впливу на паренхіматозні органи високо-температурних методів розсічення та коагуляції тканин в експерименті / І.А. Сухін, І.Ю. Худецький,

- С.Г. Качан [та ін.] // Клін. хірургія. – 2013. – № 1. – С. 76-78.
6. Использование метода электросварки живых тканей в лапароскопической хирургии / М.Е. Ничитайло, А.Н. Литвиненко, О.Н. Гулько [и др.] // Сучас. мед. технології. – 2011. – № 3-4. – С. 281-285.
 7. Кузнецова Т.Е. Действие лазерного излучения среднего инфракрасного диапазона на биологические ткани / Т.Е. Кузнецова, Л.Е. Батай // Ж. Гроднен. гос. мед. ун-та. – 2009. – № 2 (26). – С. 135-137.
 8. Метод електроварювання біологічних тканин під час виконання лапароскопічних втручань на органах гепатопанкреатодуоденальної зони / М.Ю. Ничитайло, О.М. Литвиненко, В.В. Чорний [та ін.] // Клін. хірургія. – 2008. – № 8. – С. 37-39.
 9. Метод электросварки биологических тканей в лапароскопической хирургии брюшной полости / М.Е. Ничитайло, Ю.А. Фурманов, А.Н. Литвиненко [и др.] // Анналы хирург. Гепатол. – 2007. – № 3 (12). – С. 95.
 10. Ничитайло М.Ю. Застосування методу електроварювання біологічних тканин для формування холецистоентероанастомозу в експерименті та клініці / М.Ю. Ничитайло, О.М. Литвиненко // Клін. хірургія. – 2005. – № 4-5. – С. 27-28.
 11. Новый метод микроволновой абляции злокачественных новообразований печени / Д.В. Сидоров, Н.А. Гришин, М.В. Ложкин [и др.] // Онкохирургия. – 2012. – № 1 (4). – С. 50-54.
 12. Патон Б.Е. Электрическая сварка мягких тканей в хирургии / Б.Е. Патон // Автомат. сварка. – 2004. – № 9. – С. 7-11.
 13. Применение лазерных и плазменных технологий в абдоминальной хирургии / А.И. Лобаков, В.И. Шумский, Ю.И. Захаров [та ін.] // Альманах клин. мед. – 2007. – № 16. – С. 105-109.
 14. Сравнительный анализ методов гемостаза при операциях на селезенке / Е.В. Семичев, А.Н. Байков, Г.Ц. Дамбаев [и др.] // Бюл. сибир. мед. – 2015. – № 2 (14). – С. 91-100.
 15. Сухін І.А. Еспериментальне дослідження коагуляційних можливостей некогерентних оптико-електронних систем при операціях на паренхіматозних органах / І.А. Сухін, Ю.О. Фурманов, О.Т. Кожухар // Клін. хірургія. – 2012. – № 3. – С. 53-57.
 16. Хафизов Т.Н. Особенности воздействия электрохирургического блока, гармонического диссектора, биполярного коагуляции [електронний ресурс] / Т.Н. Хафизов, Д.А. Баев // Соврем. пробл. науки и образования. – 2012. – № 3. Режим доступу до журналу: <https://science-education.ru/ru/issue/view?id=103>
 17. Хирургическое лечение больных раком органов панкреатодуоденальной зоны с синдромом механической желтухи с применением миниинвазивных и сварочных технологий / М.Е. Ничитайло, М.П. Захараш, П.В. Огородник [и др.] // Вісн. Вінниц. нац. мед. ун-ту. – 2010. – Т. 14, № 2. – С. 271-275.
 18. Худецкий І.Ю. Експериментальне дослідження можливостей апарату конвенційно-інфрачервоної коагуляції ТПБ-65 при операціях на паренхіматозних органах / І.Ю. Худецкий, Ю.О. Фурманов, І.А. Сухін: матеріали VIII Междунар. науч.-практ. конф. [«Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы»]. – К.: ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины, 2013. – С. 42.
 19. Худецкий І.Ю. Потенційні можливості конвенційно-інфрачервоної термохірургічної технології / І.Ю. Худецкий, І.В. Кривцун, І.А. Сухін: матеріали VIII Междунар. науч.-практ. конф. [«Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы»]. – К.: ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины, 2013. – С. 30.
 20. Чарышкин А.Л. Устройство для гидроплазменной коагуляции биологических тканей [електронний ресурс] / А.Л. Чарышкин, М.А. Котов // Соврем. пробл. науки и образования. – 2015. – № 4. Режим доступу до журналу: <https://science-education.ru/ru/issue/view?id=127>.
 21. A comparison of monopolar electrocoagulation to a new multipolar electrocoagulation system in a rat model / Suchet Chinpairoj, Michael D. Feldman, James C. Saunders [et al.] // The Laryngoscope. – 2001. – № 2 (111). – P. 213-217.
 22. Common uses and cited complications of energy in surgery / G. Sankaranarayanan, R.R. Resapu, D. B. Jones [et al.] // Surgical Endoscopy. – 2013. – № 9 (27). – P. 3056-3072.
 23. Comparison of lateral thermal spread using monopolar and bipolar diathermy, the Harmonic Scalpel™ and the Ligasure™ / P.A. Sutton, S. Awad, A.C. Perkins [et al.] // British J. of Surgery. – 2010. – № 3 (97). – P. 428-433.
 24. Comparison of Monopolar Electrocoagulation, Bipolar Electrocoagulation, Ultracision, and Ligasure / T. Diamantis, M. Kontos, A. Arvelakis [et al.] // Surgery Today. – 2006. – № 10 (36). – P. 908-913.
 25. Effectiveness of the LigaSure Small Jaw Vessel-Sealing System in Hepatic Resection / M. Yoshimoto, K. Endo, T. Hanaki [et al.] // Yonago acta medica. – 2014. – № 2 (57). – P. 93.
 26. Electrosurgery / A. Taheri, P. Mansoori, L. F. Sandoval [et al.] // J. of the Am. Academy of Dermatology. – 2014. – № 4 (70). – P. 591-594.
 27. Laparoscopic radical hysterectomy using pulsed bipolar system: Comparison with conventional bipolar electrocoagulation / C.-L. Lee, K.-G. Huang, C.-J. Wang [et al.] // Gynecologic Oncology. – 2007. – № 3 (105). – P. 620-624.
 28. LigaSure vessel sealing system in vaginal hysterectomy: safety, efficacy and limitations / S. Gizzo, G. Burul, Di S. Gangi [et al.] // Archives of Gynecology and Obstetrics. – 2013. – № 5 (288). – P. 1067-1074.
 29. Long-Term Results of Using of «Cold Plasma» Coagulation in Comparison with Suturing of the Liver / E.V. Semichev, A.N. Baikov, P.S. Bushlanov [et al.] // Vestnik of Experimental and Clinical Surgery. – 2015. – № 2 (8). – С. 195-205.
 30. Malick K.J. Clinical applications of argon plasma coagulation in endoscopy / K.J. Malick // Gastroenterology Nursing. – 2006. – № 5 (29). – С. 386-391.
 31. Raiser J. Argon plasma coagulation for open surgical and endoscopic applications: state of the art / J. Raiser, M. Zenker // J. of Physics D: Applied Physics. – 2006. – № 16 (39). – С. 3520-3523.
 32. Randomized controlled trial of the LigaSure vessel sealing system versus conventional open gastrectomy for gastric cancer / J. Fujita, S. Takiguchi, K. Nishikawa [et al.] // Surgery Today. – 2014. – № 9 (44). – P. 1723-1729.
 33. Short- and long-term outcomes of LigaSure versus conventional surgery for curative gastric cancer resection: a matched pair analysis / H. Zhou, W. Yi, J. Zhang [et al.] // Gastric Cancer. – 2015. – № 4 (18). – P. 843-849.
 34. The use of Ligasure Vessel Sealing System in thyroid surgery / V.A. Lachanas, E.P. Prokopakis, A.A. Mpenakis [et al.] // Otolaryngology – Head and Neck Surgery. – 2005. – № 3 (132). – P. 487-489.
 35. Two different methods for donor hepatic transection: Cavitron ultrasonic surgical aspirator with bipolar cautery versus cavitron ultrasonic surgical aspirator with radiofrequency coagulator – A randomized controlled trial / W.M. El Moghazy, M. S. Hedaya, T. Kaido [et al.] // Liver Transplantation. – 2009. – № 1 (15). – P. 102-105.
 36. Vilos G.A. Electrocoagulation Generators and Monopolar and Bipolar Electrocoagulation / G.A. Vilos, C. Rajakumar // J. of Minimally Invasive Gynecology. – 2013. – № 3 (20). – P. 279-287.
 37. Weber C. New technique for liver resection using heat coagulative necrosis / J.-C. Weber, G. Navarra, L. R. Jiao // Annals of surgery. – 2002. – № 5 (236). – P. 560-563.
 38. Zenker M. Argon plasma coagulation / M. Zenker // GMS Kranken-haushygiene interdisziplinär. – 2008. – № 1 (3). – P. 1-5.

ХИРУРГИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ КОАГУЛЯЦИОННОГО ГЕМОСТАЗА ПАРЕНХИМЫ ПЕЧЕНИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)*А.Ю. Усенко^{1,2}, А.Н. Литвиненко^{1,2}, А.П. Тернавский²*

Резюме. В статье представлен обзор литературы отечественных и иностранных источников информации по проблемам гемостаза при оперативных вмешательствах на паренхиматозных органах. Отмечены аспекты развития, технические особенности, преимущества и недостатки каждого метода осуществления гемостаза: моно-, биполярной электрокоагуляции; ультразвуковой, аргоноплазмовой коагуляции; конвекционно-инфракрасной термохирургической технологии, высокочастотного электросваривания мягких тканей.

Ключевые слова: гемостаз, электрокоагуляция, паренхима печени, электрохирургия, коагуляционный струн, конвекционно-инфракрасная коагуляция.

SURGICAL METHODS OF COAGULATIVE HEMOSTASIS OF LIVER PARENCHYMA (REVIEW OF LITERATURE)*O.Yu. Usenko^{1,2}, O.N. Litvinenko^{1,2}, O.P. Ternavskyi²*

Abstract. The paper presents domestic and foreign literature review on the problem of hemostasis in case of parenchymal bodies surgical interventions. It is focused on aspects of development, technical features, advantages and disadvantages of each method of hemostasis: mono-, bipolar electrocoagulation, laser, ultrasonic, argon plasma coagulation; convection-infrared technology, high-frequency electric welding.

Key words: convection-infrared coagulation, hemostasis, coagulation scab, liver parenchyma, electro-surgery, electro-coagulation.

¹ O.O. Shalimov National Institute of Surgery and Transplantation (Kyiv)

² National Medical Academy of Postgraduate Education (Kyiv)

Рецензент – проф. В.П. Польовий

Buk. Med. Herald. – 2017. – Vol. 21, № 2 (82), part 1. – P. 163-168

Надійшла до редакції 21.03.2017 року