

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-