

# ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ КОАГУЛЯЦІЇ КОНВЕКЦІЙНО-ІНФРАЧЕРВОНОЇ ТЕРМОХІРУРГІЧНОЇ ТЕХНОЛОГІЇ НА РЕЗЕКЦІЙНУ ПОВЕРХНЮ ПЕЧІНКИ (ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ)

**О.Ю. Усенко<sup>1,2</sup>, О.М. Литвиненко<sup>1,2</sup>, О.П. Тернавський<sup>2</sup>, І.М. Савицька<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Національний інститут хірургії та трансплантології імені О.О. Шалімова, м.Київ

<sup>2</sup>Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, м.Київ

**Ключові слова:**  
конвекційно-інфрачервона термохірургічна технологія, коагуляційний гемостаз, зони коагуляції, паренхіма печінки, експеримент.

Клінічна та експериментальна патологія Т.16, №2 (60). С.77-81.

DOI:10.24061/1727-4338.XVI.2.60.2017.16

E-mail:  
lytvynenko@shalimov.org  
s.temnavsky@gmail.com

**Вступ.** Доклінічні дослідження та досвід застосування конвекційно-інфрачервоної термохірургічної технології (КИТТ) підтвердили переваги у забезпеченні надійного гемостазу під час виконання оперативних втручань на паренхіматозних органах.

**Мета роботи** - вивчити особливості змін паренхіми печінки після здійснення гемостазу за допомогою КИТТ.

**Матеріали та методи.** Проаналізовано результати експериментальних досліджень на 25 беспородних кролях різної статі та віку, вагою тіла від 3350,0 г до 4180,0 г, середня вага - 4000,0 г. Експеримент передбачав виконання резекції печінки з коагуляцією резекційного краю, використовуючи конвекційно-інфрачервону термохірургічну технологію за температурних режимів 400, 500, 600 °С. Залежно від температурного режиму коагуляції сформовано 3 групи: група 1 - тотоку 400°С; група 2 - тотоку 500°С; група 3 - тотоку 600°С. Проаналізовано дані гістологічного дослідження. Статистичний аналіз проведений за допомогою SPSS Statistics.

**Результати.** Проведеними дослідженнями виявлено, що показник середньої тенденції коагуляційного струпу становить 15,76 (13,08-16,64) мкм у 1 групі, 23,88 (21,13-26,40) мкм у 2 групі та 40,02 (39,09-40,44) мкм у 3 групі ( $p=0,001$ ), зона дезагрегації/дезінтеграції - 1-а група - 1085,7 (1031,2-1172,3) мкм, 2-а група - 753,3 (668-843,8) мкм та 470,6 (453,5-507) мкм у 3-ій групі ( $p=0,001$ ). Зона ущільненої паренхіми: 1622 (1579,5-1664,1) мкм у 1-ї групі, 2636,6 (2265,4-2906,2) мкм 2-а група ( $p=0,001$ ).

**Висновок.** Використання КИТТ за різних температурних режимів демонструє, що глибина поширення деструктивних змін паренхіми печінки обернено пропорційна товщині коагуляційного прошарку, що пов'язано із особливостями утворення коагуляційного струпу та його теплоізоляційними властивостями.

**Ключевые слова:**  
конвекционнo-инфракрасная термохирургическая технология, коагуляционный гемостаз, зоны коагуляции, паренхима печени, эксперимент.

Клиническая и экспериментальная патология Т.16, №2 (60). С.77-81.

## ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ КОАГУЛЯЦИИ КОНВЕКЦИОННО-ИНФРАКРАСНОЙ ТЕРМОХИРУРГИЧЕСКОЙ ТЕХНОЛОГИИ НА РЕЗЕКЦИОННУЮ ПОВЕРХНОСТЬ ПЕЧЕНИ (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

**А.Ю. Усенко, А.Н. Литвиненко, А.П. Тернавский, И.Н. Савицкая**

**Введение.** Доклинические исследования и опыт применения конвекционнo-инфракрасной термохирургической технологии (КИТТ) подтвердили преимущества в обеспечении надежного гемостаза при выполнении оперативных вмешательств на паренхиматозных органах.

Целью исследования - изучение особенностей изменений паренхимы печени после осуществления гемостаза с помощью КИТТ.

**Материалы и методы.** Проанализированы результаты экспериментальных исследований на 25 беспородных кроликах разного пола и возраста, весом тела от 3350,0 г до 4180,0 г, средний вес - 4000,0 г. Эксперимент предусматривал выполнение резекции печени с коагуляцией резекционного края используя конвекционнo-инфракрасную термохирургическую технологию при температурных режимах 400, 500, 600 °С. В зависимости от температурного режима коагуляции сформировано 3 группы: группа 1 - тотоку 400°С; группа 2 - тотоку 500°С; группа 3 - тотоку 600°С. Проанализированы данные гистологического исследования. Статистический анализ проведен с помощью SPSS Statistics.

**Результаты.** Проведенными исследованиями установлено, что показатель средней тенденции коагуляционного струпа составляет 15,76 (13,08-16,64) мкм в 1 группе, 23,88 (21,13-26,40) мкм во 2 группе и 40,02 (39,09-40,44) мкм в 3 группе ( $p = 0,001$ ), зона дезагрегації/дезінтеграції - 1-я группа - 1085,7 (1031,2-1172,3) мкм, 2-я группа - 753,3 (668-843,8) мкм и 470,6 (453,5-507) мкм в 3-й группе ( $p = 0,001$ ). Зона

уплотненной паренхимы: 1622 (1579,5-1664,1) мкм в 1-й группе, 2636,6 (2265,4-2906,2) мкм 2-я группа ( $p = 0,001$ ).

**Вывод.** Использование КИТТ при различных температурных режимах показывает, что глубина распространения деструктивных изменений паренхимы печени обратно пропорциональна толщине коагуляционного слоя, что связано с особенностями образования коагуляционного струпа и его теплоизоляционными свойствами.

**INVESTIGATION OF INFLUENCE OF COAGULATION OF CONVECTION-INFRARED THERMOSURGICAL TECHNOLOGY ON RESECTION LIVER SURFACE (EXPERIMENTAL STUDY)**

**O.Yu. Usenko, O.N. Litvinenko, O.P. Ternavskiy, I.M. Savitska**

**Introduction.** Preclinical study and experience of the use of convection-infrared thermosurgical technology (CITT) confirmed the advantages in providing reliable haemostasis while performing surgery on parenchymatous organs.

*Aim of the research is to study the features of parenchymal changes of the liver after haemostasis with the use of CITT.*

**Materials and methods.** Results of experimental study on 25 outbred rabbits of different gender and age, with the weight of the body from 3350.0 g to 4180.0 g, average weight - 4000.0 g were analysed. The experiment involved resection of liver with coagulation of resection margin using CITT under temperature regimes of 400, 500, 600 °C. Depending on the temperature of coagulation there were formed 3 groups: group 1 - tflow of 400°C; group 2 - tflow of 500°C; group 3 - tflow of 600°C. Data of histologic examination were analysed. Statistical analysis was performed with the help of SPSS Statistics.

**Results.** The study showed that average trend to coagulation layer is 15.76 (13.08-16.64) μm in group 1, 23.88 (21.13-26.40) μm in group 2 and 40.02 (39.09-40.44) μm in group 3 ( $p=0.001$ ); region of disaggregation/disintegration - group 1-a - 1085.7 (1031.2-1172.3) μm, group 2-a - 753.3 (668-843.8) μm and 470.6 (453.5-507) μm in group 3 ( $p=0.001$ ). Region of compacted parenchyma: 1622 (1579.5-1664.1) μm in group 1, 2636.6 (2265.4-2906.2) μm in group 2-a ( $p=0.001$ ).

**Conclusion.** The use of CITT under different temperature regimes demonstrates that the depth of distribution of destructive parenchymal changes of the liver is inversely proportional to the thickness of coagulation layer, which is associated with the features of crust formation and its insulating properties.

**Key words:**

convection-infrared thermosurgical technology, coagulation haemostasis, regions of coagulation, liver parenchyma, experiment.

Clinical and experimental pathology. Vol.16, №2 (60). P.77-81.

**Вступ**

Гемостаз у хірургії паренхіматозних органів - надзвичайно актуальна проблема, яка пов'язана з великими труднощами, а нерідко з серйозними і навіть фатальними ускладненнями [7, 8]. Сучасні термохірургічні технології є одними з найефективніших у здійсненні надійного гемостазу, а пристрої, засновані на безконтактному конвекційно-інфрачервоному впливі на тканини, ще додатково дозволяють здійснювати дезінфекцію поверхні рани [3, 4, 5].

Проведені доклінічні дослідження та досвід застосування конвекційно-інфрачервоної термохірургічної технології (КИТТ) при виконанні оперативних втручань підтвердили її переваги для забезпечення надійного гемостазу. Найбільша ефективність порівняно з іншими хірургічними технологіями виявлена при зупинці кровотеч із паренхіматозних органів, губчастих кісток [1]. Основною відмінністю конвекційно-інфрачервоної технології від інших термохірургічних методів є формування стерильного коагуляційного прошарку на поверхні паренхіматозного органу. Основу цього прошарку становлять коагульовані та ліофілізовані білки компонентів крові, зруйнованих клітин і міжклітинної рідини [3, 5].

У літературі добре висвітлені результати використання КИТТ при здійсненні гемостазу під час оператив-

них втручань на паренхіматозних органах, але водночас відсутня інформація про особливості впливу на паренхіму печінки конвекційно-інфрачервоного потоку за різного температурного режиму, відсутній їх порівняльний аналіз. Відсутність систематизованого оптимального температурного режиму КИТТ, який забезпечував би найкращий коагуляційний ефект при мінімальному пошкоджуючому впливі на паренхіму печінки, відсутність сформованої єдиної концепції регенеративного процесу, яка враховувала морфологічні зміни, що виникають під впливом конвекційно-інфрачервоного потоку, є предметом даного експериментального дослідження.

**Мета роботи**

Вивчити особливості змін паренхіми печінки після здійснення гемостазу за допомогою КИТТ.

**Матеріал і методи дослідження**

У процесі дослідження проведено експерименти на 25 безпородних кролях різної статі та віку, вагою тіла від 3350,0 г до 4180,0 г, середня вага - 4000,0 г. Експеримент передбачав виконання резекції печінки з послідуною коагуляцією резекційного краю з використанням КИТТ за температурних режимів 400, 500, 600 °C. Залежно від Клінічна та експериментальна патологія. 2017. Т.16, №2 (60)

температурного режиму коагуляції було сформовано 3 групи: група 1 - тпотоку 400°C; група 2 - тпотоку 500°C; група 3 - тпотоку 600°C.

Під час виконання експерименту керувались Законом України № 3447-IV "Про захист тварин від жорстокого поводження" (2006), стандартами Guide for the care and Use of Laboratory Animals (National Academy Press, Revised, 1996) та American Heart Association's "Guidelines for the Use of Animal in Reseach"[2].

Оперативні втручання виконувались у стерильних умовах під загальною анестезією. Наркоз проводили шляхом внутрішньочеревинного введення 5 % розчину тіопенталу Na та 1 % розчин дипрофолу. Проводили серединну лапоротомію, після виконання якої в рану виводили печінку для резекції. Коагуляцію резекційної поверхні паренхіми печінки з метою забезпечення гемостазу виконували за допомогою конвекційно-інфрачервоної термохірургічної технології з використанням різних температурних режимів. У якості генератора конвекційно-інфрачервоного енергетичного потоку використовували коагулятор ТПБ-65, розроблений фахівцями Інституту електрозварювання ім. Е. О. Патона НАН України. При коагуляції ТПБ-65 (КІТТ) робочий елемент інструмента (сопло) розташовували на відстані 10 мм від коагульованої поверхні, використовували три температурні режими: 400, 500 та 600°C. Візуально оцінювався зовнішній вигляд резектованої поверхні та сформованого коагуляційного струпу, а також загальний стан тварин. Для гістологічних досліджень висікалися ділянки печінки в зоні впливу КІТ. Отриманий матеріал фіксували в 10 % розчині формаліну. Після фіксації висічені ділянки ущільнювали в парафіні за загально прийнятою схемою. Зрізи товщиною 5-8 мкм забарвлювали гематоксиліном і еозином, для оцінки відновлення функціональної активності тканин печінки в зоні операційного втручання використовували метод Шифф-йодна кислота (ШИК) за Мак Манусом.

Вивчення та фотодокументування гістологічних препаратів проводилось за допомогою світлооптичного мікроскопа Leica ICC50.

Статистичний аналіз даних та обробка результатів були виконані за допомогою пакету інтегрованих програм IBM SPSS Statistics 20. Показники результатів дос-

лідження представленні у вигляді Me - медіана, IQR - міжквартильний розмах (Q25-Q75), p - рівень значимості. Як критерій достовірності різниці показників використовували непараметричний Н-критерій Крускала-Уолліса.

### Результати та їх обговорення

За результатами проведеного експериментального дослідження встановлено, що використання КІТТ виявилось ефективним при виконанні всіх експериментальних операцій. Після коагуляції резекційної поверхні печінки за температурних режимів 400, 500, 600 °C, досягнутий надійний гемостаз, кровотеча не відновлювалась.

Після коагуляційного впливу на резекційну поверхню рани печінки конвекційно-інфрачервоної термохірургічної технології формувалось вогнище термічного ушкодження тканин досить поліморфної структури, в якому умовно можна було виділити зону виражених термічних ушкоджень та зону перифокально-дистанційних змін.

Враховуючи гістологічні зміни у ділянці виражених термічних ушкоджень, були виділені: 1) зона коагуляційного некрозу (коагуляційний струп), 2) зона дезагрегації (дезінтеграції) печінкової паренхіми та 3) зона ущільнення.

За даними гістологічного дослідження отриманого матеріалу визначено, що зона вираженого термічного ушкодження залежно від температурного режиму була неоднорідної структури та різного розміру (об'єму).

При аналізі незалежних даних (3 групи досліджень), використовуючи непараметричний Н-критерій Крускала-Уолліса, виявлено, що такі показники, як товщина коагуляційного струпа, товщина зони дезагрегації/дезінтеграції мають статистично значиму різницю ( $p=0,001$ ) (табл.). Для показника товщини зони ущільнення використовували непараметричний критерій Манна-Уїтні для аналізу 2 незалежних вибірок.

Статистично проаналізувавши результати експериментальних досліджень, ми встановили, що середня товщина коагуляційного струпу становить 15,76 (13,08-16,64) мкм у 1 групі (з температурним режимом 400°C), 23,88 (21,13-26,40) мкм у 2 групі (500°C) та 40,02

Таблиця

Товщина зон вираженого термічного ураження

Показники	Група №1 (400°C)		Група №2 (500°C)		Група №3 (600°C)	
	Me	IQR	Me	IQR	Me	IQR
Товщина коагуляційного струпа	15,76	13,08-16,64	23,88*	21,13-26,40	40,02*	39,09-40,44
Товщина зони дезагрегації/ дезінтеграції	1085,7	1031,2-1172,3	753,3*	668-843,8	470,6 *	453,5-507
Товщина зони ущільнення	1622	1579,5-1664,1	2636,6**	2265,4-2906,2	—	—

Примітка: \* – достовірність різниці показників між групами за Н-критерієм Крускала-Уолліса ( $p=0,001$ );

\*\* - достовірність різниці показників між групами за критерієм Манна-Уїтні.

(39,09-40,44) мкм у 3 групі (600°C) (p=0,001).

Під коагуляційним струпом безпосередньо в зоні впливу гепатозити набувають веретеноподібної форми, різко зменшуються в об'ємі як самі клітини, так і їх ядра (каріопікноз), стаючи при цьому гіперхромними. Межі клітинних тіл погано контуруються. В оточуючій паренхімі печінкові балки стоншені, синусоїдні капіляри різко розширюються, паренхіма набуває сіткоподібного вигляду, ніби розпушується. Це зона дезагрегації/дезінтеграції. Від коагульованого прошарку печінкової паренхіми дані зміни прослідковуються на глибину - показник середньої тенденції 1-а група (400°C) - 1085,7 (1031,2-1172,3) мкм, 2-а група (500°C) - 753,3 (668-843,8) мкм та 470,6 (453,5-507) мкм у 3-ій групі (600°C) (p=0,001).

Зона ущільненої паренхіми, яка знаходиться під зоною дезагрегації/дезінтеграції, поширюється на глибину (показник середньої тенденції) - 1622 (1579,5-1664,1) мкм у 1-й групі (400°C), 2636,6 (2265,4-2906,2) мкм 2-а група (500°C) (p=0,001). В ущільненій паренхімі відзначаються дрібні вогнища геморагії та внутрішньосудинне згортання крові.

Проаналізувавши гістологічну картину після коагуляції резекційного краю печінки за допомогою конвекційно-інфрачервоної термохірургічної технології з температурним режимом 600 °C, ми встановили особливість зон термічного ушкодження печінки. При коагуляції резектованої поверхні печінки, виконаної при температурі 600°C, товщина зони дезагрегації печінкових балок становить 470,6 (453,5-507) мкм, під цією зоною відзначаються множинні кавітаційні лакуни (на глибину до 2800-3300 мкм), що утворились після різкого випаровування рідини та декомплексації печінкових балок. Зона ущільненої паренхіми не утворювалась. Це, вірогідно, пов'язано зі збільшенням товщини коагуляційного прошарку, який за рахунок теплоізолюючих властивостей змінює характер термічного ушкодження паренхіми. На користь цього свідчить зменшення зони дезагрегації/дезагрегації зі збільшенням товщини коагуляційного прошарку.

### Висновки

Проведеними експериментальними дослідженнями встановлено, що глибина поширення деструктивних змін паренхіми печінки, яка піддавалася коагуляції конвекційно-інфрачервоним енергетичним потоком, залежить від обраного температурного режиму коагуляції резекційної поверхні, а саме: глибина поширення деструктивних паренхіми печінки обернено пропорційна товщині коагуляційного прошарку, що пов'язано із особливостями утворення коагуляційного струпа та його теплоізоляційними властивостями.

### Перспективи подальших досліджень

Дослідження доцільно розвивати в напрямку визначення цінності та доцільності використання конвекційно-інфрачервоної термохірургічної технології при резекції печінки.

### Список літератури:

1. Газоплазменная коагуляция печени в эксперименте /А.А. Голубев и др. Эндоскопическая хирургия. 2013. Т. 19, N 4. С. 32-38.
2. Денисов С.Д., Морозкина Т.С. Требования к научному эксперименту с использованием животных. Здравоохранение. 2001. № 4. С. 40-42.
3. Дослідження впливу на паренхіматозні органи високотемпературних методів розсічення та коагуляції тканин в експерименті /І.А. Сухін та ін. Клінічна хірургія. 2013. № 1. С. 76-78.
4. Кузнецова Т.Е., Батай Л.Е. Действие лазерного излучения среднего инфракрасного диапазона на биологические ткани. Журнал Гродненского государственного медицинского университета. 2009. № 2 (26). С. 135-137.
5. Експериментальне дослідження коагуляції них можливостей некогерентних оптико-електронних систем при операціях на паренхіматозних органах /І.А. Сухін та ін. Клінічна хірургія. 2012. № 3. С. 54-57.
6. Потенційні можливості конвекційно-інфрачервоної термохірургічної технології /І.Ю. Худецький та ін. Матеріали Восьмої междунар. науч.-практ. конф. "Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы". Киев: ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины, 2013. С. 30.
7. Yoshimoto M, Endo K, Hanaki T, Watanabe J, Tokuyasu N, Sakamoto T, et al. Effectiveness of the LigaSure Small Jaw Vessel-Sealing System in Hepatic Resection. Yonago Acta Med. 2014 Jun; 57(2): 93-98.
8. Taheri A, Mansoori P, Sandoval LF, Feldman SR, Pearce D, Williford PM. Electrosurgery: part II. Technology, applications, and safety of electrosurgical devices. J Am Acad Dermatol. 2014 Apr;70(4):607. doi: 10.1016/j.jaad.2013.09.055.

### References:

1. Gazoplazmennaya koagulyatsiya pecheni v eksperimente [Gas plasma coagulation of the liver in the experiment] /A.A. Golubev i dr. Endoskopicheskaya khirurgiya. 2013. T. 19, N 4. S. 32-38. (in Russian).
2. Denisov SD, Morozkina TS. Trebovaniya k nauchnomu eksperimentu s ispol'zovaniem zhivotnykh [Requirements for scientific experiment using animals]. Zdravookhranenie. 2001. № 4. S. 40-42. (in Russian).
3. Doslidzhennia vplyvu na parenkhimatozni orhany vysokotemperaturnykh metodiv rozsiчення ta koahulyatsii tkanyn v eksperymenti [The influence on parenchymal organs high dissection techniques and coagulation of tissue in the experiment] /I.A. Sukhin ta in. Klinichna khirurhiia. 2013. № 1. S. 76-78. (in Ukrainian).
4. Kuznetsova TE, Batay LE. Deystvie lazernogo izlucheniya srednego infrakrasnogo diapazona na biologicheskie tkani [The effect of medium-infrared laser radiation on biological tissues]. Zhurnal Grodnenskogo gosudarstvennogo meditsinskogo universiteta. 2009. № 2 (26). S. 135-137. (in Russian).
5. Eksperymental'ne doslidzhennia koahulyatsii nykh mozhlyvosti nekoherentnykh optyko-elektronnykh system pry operatsiakh na parenkhimatoznykh orhanakh [Experimental study koahulyatsiy them opportunities incoherent optoelectronic systems during operations on parenchymal organs] /I.A. Sukhin ta in. Klinichna khirurhiia. 2012. № 3. S. 54-57. (in Ukrainian).
6. Potentsiini mozhlyvosti konvektsiino-infrachervonoi termokhirurhichnoi tekhnolohii [Potential convection-infrared technology termokhirurhichnoyi] /Iu. Khudetskyi ta in. Materialy Vos'moy mezhdunar. nauch.-prakt. konf. "Svarka i termicheskaya obrabotka zhivykh tkaney. Teoriya. Praktika. Perspektivy". Kiev: IES im. E.O. Patona NAN Ukrainy, 2013. С. 30. (in Ukrainian).
7. Yoshimoto M, Endo K, Hanaki T, Watanabe J, Tokuyasu N, Sakamoto T, et al. Effectiveness of the LigaSure Small Jaw Vessel-Sealing System in Hepatic Resection. Yonago Acta Med. 2014 Jun; 57(2): 93-98.
8. Taheri A, Mansoori P, Sandoval LF, Feldman SR, Pearce D, Williford PM. Electrosurgery: part II. Technology, applications, and safety of electrosurgical devices. J Am Acad Dermatol. 2014 Apr;70(4):607. doi: 10.1016/j.jaad.2013.09.055.

**Відомості про авторів:**

Усенко О. Ю., д.мед.н., професор, зав. кафедрою хірургії та трансплантології НМАПО ім. П.Л. Шупика, директор Національного інституту хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова,  
Литвиненко О. М., д.мед.н., професор кафедри хірургії та трансплантології НМАПО ім. П.Л. Шупика, провідний науковий співробітник Національного інституту хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова  
Тернавський О. П., аспірант кафедри хірургії та трансплантології НМАПО ім. П.Л. Шупика  
Савицька І. М., к. мед. н, старший науковий співробітник Національного інституту хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова

**Сведения об авторах:**

Усенко О. Ю., д.мед.н., профессор, зав. кафедрой хирургии и трансплантологии НМАПО им. П.Л. Шупика, директор Национального института хирургии и трансплантологии им. А.А. Шалимова  
Литвиненко А. Н., д.м.н., профессор кафедры хирургии и трансплантологии НМАПО им. П.Л. Шупика, ведущий научный сотрудник Национального института хирургии и трансплантологии им. А.А. Шалимова  
Тернавский А. П., аспирант кафедры хирургии и трансплантологии НМАПО им. П.Л. Шупика  
Савицкая И. М., к. мед. н, старший научный сотрудник Национального института хирургии и трансплантологии им. А.А. Шалимова

**Information about authors:**

Usenko O.Yu., MD, Dr. Sc., Full Professor, Head of the department of surgery and taranspalntology at the Shupik National Medical Academy of Postgraduate Education, Director of the National Institute of Surgery and Transplantology named after O.O. Shalimov  
Lytyvnenko O.M., MD, Dr. Sc., Full Professor of the department of surgery and taranspalntology at the Shupik National Medical Academy of Postgraduate Education, Leading researcher of the National Institute of Surgery and Transplantology named after O.O. Shalimov  
Ternavskiy O.P., PhD student of the department of surgery and taranspalntology at the Shupik National Medical Academy of Postgraduate Education  
Savitska I.M., MD, PhD, senior researcher of the National Institute of Surgery and Transplantology

*Надійшла до редакції 10.05.2017*

*Рецензент – проф. Ф.В. Гринчук*

*© О.Ю. Усенко, О.М. Литвиненко, О.П. Тернавський, І.М. Савицька, 2017*