

ІНСТИТУТ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ім. Є. О. ПАТОНА НАН УКРАЇНИ
МІЖНАРОДНА АСОЦІАЦІЯ «ЗВАРЮВАННЯ»
ЦЕНТР ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНОЇ ХІРУРГІЇ ТА НОВІТНІХ ТЕХНОЛОГІЙ
КИЇВСЬКОЇ МІСЬКОЇ КЛІНІЧНОЇ ЛІКАРНІ № 1



XI Міжнародна науково-практична конференція

**ЗВАРЮВАННЯ ТА ТЕРМІЧНА ОБРОБКА
ЖИВИХ ТКАНИН.
ТЕОРІЯ. ПРАКТИКА. ПЕРСПЕКТИВИ**

ПРОГРАМА КОНФЕРЕНЦІЇ.
ЗБІРКА ТЕЗ ДОПОВІДЕЙ.

25 – 26 листопада 2016 р.
м. Київ, ІЕЗ ім. Є.О.Патона НАН України

ІНСТИТУТ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ім. Є.О. ПАТОНА НАН УКРАЇНИ
E.O. PATON ELECTRIC WELDING INSTITUTE

МІЖНАРОДНА АСОЦІАЦІЯ «ЗВАРЮВАННЯ»
INTERNATIONAL ASSOCIATION «WELDING»

ЦЕНТР ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНОЇ ХІРУРГІЇ ТА НОВІТНІХ ТЕХНОЛОГІЙ
КИЇВСЬКОЇ МІСЬКОЇ КЛІНІЧНОЇ ЛІКАРНІ № 1
CENTER FOR ELECTRIC WELDING SURGERY AND MODERN TECHNOLOGIES
AT KYIV MUNICIPAL CLINIC HOSPITAL № 1

XI Міжнародна науково-практична конференція
XI International Scientific-Practical Conference

**ЗВАРЮВАННЯ ТА ТЕРМІЧНА ОБРОБКА
ЖИВИХ ТКАНИН.
ТЕОРІЯ. ПРАКТИКА. ПЕРСПЕКТИВИ
WELDING AND HEAT TREATMENT
OF LIVE TISSUES.
THEORY. PRACTICE. FUTURE PROSPECTS**

Програма конференції. Збірка тез доповідей
Program and Abstracts of Papers

*25–26 листопада 2016
November 25–26, 2016*

*Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України
E.O. Paton Electric Welding Institute*

Київ | Kyiv
2016

Зварювання та термічна обробка живих тканин. Теорія. Практика. Перспективи: матеріали XI Міжнародної наук.-практ. конф. / Під ред. Г.С. Маринського. – Київ: ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, 2016. – 68 с.

У збірці представлені тези доповідей XI Міжнародної науково-практичної конференції, в яких наведено наукові досягнення і практичні результати в області ВЧ-електрозварювання та термічної обробки живих м'яких тканин за останні роки.

Призначено для медичних працівників, лікарів хірургічного профілю, організаторів охорони здоров'я, фахівців в області медичної техніки, а також студентів старших курсів вищих медичних учбових закладів.

Комп'ютерна верстка: Д.І. Середа, І.Р. Наумова

Свідоцтво серія ДК, № 166 від 6 вересня 2000 р.

Тези доповідей друкуються в авторській редакції.

© ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, 2016

ЗМІСТ

ПРОГРАМА	9
ПЛЕНАРНІ ДОПОВІДІ	
<i>Білянський Л.С., Захараши М.П., Захараши Ю.М., Абу Шамсія Р.Н., Дубенко Є.М.</i> Досвід використання методу електрозварювання біологічних тканин в ургентній та плановій хірургії	22
<i>Косаковський А.Л., Косаківська І.А.</i> Використання електротермоадгезії при хірургічних втручаннях у дітей з захворюваннями лімфаденоїдного глоткового кільця	22
<i>Пасечникова Н.В., Науменко В.А., Уманець Н.Н., Чеботарев Е.П.</i> Ендорезекція гемангіомы в ходе витрэктомии у пациентов с синдромом Гиппеля-Линдау с использованием высокочастотной электросварки биологических тканей.....	23
<i>Лун Цзян, Кваша М.С., Кондратюк В.В., Никифорак З.М., Цимбалюк Я.В., Українець О.В., Мосійчук С.С., Герасенко К.М.</i> Порівняльна оцінка результатів хірургічного лікування кістозних менінгіом головного мозку з використанням стандартних методів і сучасних новітніх технологій	24
<i>Ничитайло М.Ю., Гуцуляк А.І., Булик І.І., Гоман А.В., Гуцуляк В.І.</i> Принципи формування гепатикоєюноанастомозів методом ВЧ-електрозварювання м'яких тканин в клінічній практиці	25
<i>Саволюк С.І., Балацький Р.О., Зубаль В.І.</i> Поєднання лапароскопічних та електрозварювальних технологій в хірургії апендициту та холециститу	25
<i>Сухін І.А., Білиловець О.М., Худецький І.Ю., Остапенко О.М., Петров А.К.</i> Використання апаратів коагтивної коагуляції при мобілізації органів дигестивного тракту	26
<i>Худецький І.Ю., Кривцун І.В., Зельніченко О.Т., Опарін С.О.</i> Перспективи застосування високочастотного зварювання живих тканин в ендоскопічній хірургії.....	26
<i>Ланкин Ю.Н., Байштрук Е.Н., Романова И.Ю., Осечков П.П., Суший Л.Ф., Семикин В.Ф., Соловьев В.Г.</i> Изменение характеристик мягких биологических тканей вследствие сжатия электродами электрохирургических инструментов при сварке	28
<i>Бардаков Г.Г., Зуб В.О., Лисенко В.М., Крестянов М.Ю., Цісельський Р.К.</i> Переваги застосування зварювання тканин в онкохірургії.....	29
<i>Максименко В.Б.</i> Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії в Україні.....	30
<i>Худецький І.Ю., Кривцун І.В., Максименко В.Б.</i> Перспективи застосування конвекційно-інфрачервоних потоків в військово-польовій хірургії	31
<i>Корсак А.В., Чайковський Ю.Б., Ліходієвський В.В., Чухрай С.М., Маринський Г.С., Чернець О.В., Лопаткіна К.Г., Васильченко В.А., Сидоренко Д.Ф., Буряк Ю.З., Сердюк В.К.</i> Регенерація органів нервової системи за умов пошкодження та використання електрозварювальної технології	32
<i>Подпрятков С.С., Гичка С.Г., Подпрятков С.С., Маринський Г.С., Чернець О.В., Ткаченко В.А., Грабовський Д.А., Лопаткіна К.Г., Ткаченко С.В., Буряк Ю.З., Сердюк В.К.</i> Зміни структури і утворення електрозварного з'єднання шлунку та тонкої кишки	33
<i>Максименко В.Б., Шликов В.В., Данілова В.А., Іванова Г.В.</i> Термографічні дослідження градієнта температур на поверхні серця.....	34

<i>Шень Ю.М., Зуб В.О., Крестянов М.Ю., Бардаков Г.Г., Лисенко В.М.</i> Досвід застосування апарата ЕК-300М1 в онкогінекології.....	35
<i>Калабуха І.А., Гур'єв С.О., Маєтний Є.М., Хмель В.В.</i> Аспекти лікування пацієнтів з поєднаною торако-краніальною травмою на третинному етапі надання допомоги.	36
<i>Музыченко П.Ф., Черняк В.А.</i> Роль электрохирургии в развитии медицины.....	37
СТЕНДОВІ ДОПОВІДІ	
<i>Абизов Р.А., Онищенко Ю.І., Божко Н.В.</i> Спостереження у віддалений період хворих на рак гортані, які підлягали оперативному втручанню з використанням електрозварювання.....	39
<i>Балашова О.И., Шляхова Е.В., Крекнин Д.А., Дьякова В.Н., Мурзина В.В., Кравченко А.В., Коваленко В.В.</i> Анализ хирургического лечения больных раком вульвы с использованием метода сварки тканей аппаратом «Электрокоагулятор высокочастотный ЕК-300М1» в отделении гинекологии КОД ДООС за период 2010-2015 гг.....	39
<i>Ганжій В.В., Кравець Н.С.</i> Электросварочные технологии при органосохраняющих операциях на селезёнке	41
<i>Драгомирецький Н.Я., Лебедев А.В.</i> Моделирование температуры и механических напряжений при офтальмологических операциях.....	41
<i>Калабуха І.А., Хмель В.В., Маєтний Є.М.</i> Зварювальні технології в лікуванні пост-раждалих в АТО з ускладненими проникаючими пораненнями грудної клітки на третинному етапі надання допомоги.	42
<i>Кременицький К.С., Лебедев А.В.</i> Применение 3-D моделирования при конструировании лапароскопических инструментов для сварки живых тканей	43
<i>Лебедев О.В., Дубко А.Г., Яровая С.А.</i> Моделирование контактной микросварки живых тканей.....	43
<i>Лебедев А.В., Дубко А.Г., Герасимчук В.О., Федорчук М.М.</i> Система дослідження теплофізичних характеристик біологічних тканин при високочастотному зварюванні.....	44
<i>Лопаткіна К. Г., Лопаткін І. Є., Маринський Г.С., Чернець О.В., Подпратов С.Є., Ткаченко В.А., Ткаченко С.В., Грабовський Д.А., Чвертко Н.А., Сіленко А.К.</i> Розробка системи візуалізації ВЧ-зварювання біологічних тканин	45
<i>Лопаткіна К.Г., Маринський Г.С., Подпратов С.Є., Чернець О.В., Грабовський Д.А., Васильченко В.А., Ткаченко В.А., Подпратов С.С., Ткаченко С.В., Чвертко Н.А., Сердюк В.К., Буряк Ю.З., Сіленко А.К.</i> Дослідження температурних параметрів процесу ВЧ-зварювання тонкої та товстої кишки.....	46
<i>Максимів О.О., Чепишко С.І., Товкач Ю.В.</i> Можливість використання методу електрозварювання біологічних тканин в умовах ротової порожнини.....	47
<i>Манюненко С.І., Сенчуров С.П., Ланкін Ю.М.</i> Моделювання електрозварювання м'яких живих тканин від джерела напруги і джерела струму.....	49
<i>Маринський Г.С., Подпратов С.Є., Лопаткіна К.Г., Чернець О.В., Грабовський Д.А., Ткаченко В.А., Васильченко В.А., Подпратов С.С., Ткаченко С.В., Чвертко Н.А., Дубко А.Г., Сердюк В.К., Буряк Ю.З.</i> Дослідження впливу технологічних чинників процесу та конструктивних особливостей інструменту на формування електрозварного з'єднання тканин стравоходу, шлунку та тонкої кишки.....	50

<i>Никоненко А.О., Русанов І.В., Вільданов С.Р., Вільховой С.О.</i> Використання високочастотного електрозварювання для профілактики лімфоцеле при трансплантації нирки	51
<i>Ничитайло М.Ю., Фурманов Ю.О., Гуцуляк А.І., Булик І.І., Гоман А.В.</i> Формування біліодигестивних анастомозів методом ВЧ-електрозварювання м'яких тканин	52
<i>Саволук С.І., Балацький Р.О., Зубаль В.І.</i> Поєднання лапароскопічних та електрозварювальних технологій в лікуванні гострого апендициту як фактор профілактики інтраабдомінальних ускладнень	53
<i>Саволук С.І., Зубаль В.І., Балацький Р.О.</i> Хірургія одного дня як стандарт лікування хронічного калькульозного холециститу	54
<i>Українець О.В., Никифорак З.М., Кондратюк В.В., Кваша М.С., Лун Цзян.</i> Досвід виконання реконструктивно-відновних операцій з пластикою дефектів кісток черепа титановими конструкціями у хворих на злоякісні новоутворення голови різних локалізацій із застосуванням сучасних електрозварювальних технологій	55
<i>Хойдра К.Ю.</i> Сравнительная характеристика методов оперативных вмешательств на паренхиматозных органах	56
<i>Худецький І.Ю., Кривцун І.В., Максименко В.Б., Антонова-Рафі Ю.В.</i> Моделювання медико-біологічних процесів в розробці термохірургічної апаратури	57
<i>Худецький І.Ю., Кривцун І.В., Максименко В.Б., Антонова-Рафі Ю.В.</i> Методичні підходи до оцінки ефективності термохірургічної апаратури	58
<i>Чепурна О.М., Штонь І.О., Павлов С.В., Войцехович В.С., Холін В.В.</i> Розробка та апробація методу та системи для флюоресцентно-коригованого лазерного опромінення пухлин	59

МАЙСТЕР-КЛАС

<i>Саволук С.І., Горбовець В.С., Шуляренко О.В.</i> Ендовенозне електрозварювання в лікуванні варикозної хвороби нижніх кінцівок	61
<i>Горбовець В.С., Саволук С.І., Геращенко Р.А.</i> Досвід лікування варикозної хвороби нижніх кінцівок в умовах Першого мобільного добровольчого шпиталю ім. Миколи Пирогова	61
<i>Саволук С.І., Геращенко Р.А., Горбовець В.С.</i> Лікування варикозної хвороби нижніх кінцівок, ускладненої тромбофлебітом, з використанням ендовазальної електрозварювальної облітерації	63
<i>Подпрятков С.С., Подпрятков С.Є., Гичка С.Г., Слободянюк І.М., Уманець О.І., Ткаченко В.А., Салата В.В., Іваха В.В., Белоусов І.О., Корчак В.П., Корбут С.М., Щепетов В.В., Сидоренко О.В., Четвериков А.О.</i> Антибактеріальна стійкість електрозварного з'єднання	64
<i>Подпрятков С.Є., Подпрятков С.С., Корчак В.П., Белоусов І.О., Салата В.В., Іваха В.В.</i> Видалення пухлин м'яких тканин з використанням електрозварювання	65
<i>Бродовський С.П., Іфтодій А.Г., Козловська І.М.</i> Оптимізація хірургічного лікування хронічного геморою III-IV стадії	65
<i>Тарнавський Д.В., Ткаченко В.В., Мельник В.В.</i> Ефективність ВЧ-електрозварювання для забезпечення гемостазу при кастрації сільськогосподарських тварин	66
<i>Сухін І.А., Білиловець О.М., Худецький І.Ю., Остапенко О.М., Петров А.К.</i> Досвід застосування апаратів коаптивної коагуляції при мобілізації шлунку та кишечника	66

CONTENTS

PROGRAM	9
PLENARY PAPERS	
<i>Bilyansky L.S., Zakharash M.P., Zakharash Yu.M., Abu Shamsiya R.N., Dubenko E.M.</i> Experience of application of the method of electric welding of biological tissues in urgent and planned surgery	22
<i>Kosakovsky A.L., Kosakivska I.A.</i> Application of electrothermo-adhesion in surgical interventions in children with disease of lymphadenoid throat ring	23
<i>Pasechnikova N.V., Naumenko V.A., Umanets N.N., Chebotarev E.P.</i> Hemangioma endoresection during vitrectomy in patients with Hippel-Lindau syndrome with application of HF electric welding of biological tissues.....	24
<i>Long Jiang, Kvasha M.S., Kondratyuk V.V., Nikiforak Z.M., Tsymbalyuk Ya.V., Ukrainets O.V., Mosijchuk S.S., Gerasenko K.M.</i> Comparative evaluation of the result of surgical treatment of cystic cerebral meningiomas using standard methods and modern advanced technologies.....	25
<i>Nichitajlo M.Yu., Gutsulyak A.I., Bulyk I.I., Goman A.V., Gutsulyak V.I.</i> Principles of forming hepaticojejunoanastomoses by the methods of HF electric welding of soft tissues in clinical practice	25
<i>Savolyuk S.I., Balatsky R.O., Zubal V.I.</i> Combining laparoscopic and electric welding technologies in appendectomy and cholecystectomy	26
<i>Sukhin I.A., Bilylovets O.M., Khudetsky I.Yu., Ostapenko O.M., Petrov A.K.</i> Application of coaptive coagulation at digestive organs mobilization	26
<i>Khudetsky I.Yu., Krivtsun I.V., Zelnichenko O.T., Oparin S.O.</i> Prospects for application of high-frequency welding of live tissues in endoscopic surgery.....	28
<i>Lankin Yu.N., Bajshtruk E.N., Romanova I.Yu., Sushy L.F., Semikin V.F., Soloviov V.G.</i> Change of characteristics of soft biological tissues as a result of compression by electrodes of electro-surgical instruments in welding	29
<i>Bardakov G.G., Zub V.O., Lysenko V.M., Krestyanov M.Yu., Tsiselsky R.K.</i> Advantages of application of tissue welding in oncosurgery.....	30
<i>Maksymenko V.B.</i> State-of-the-art and prospects for biomedical engineering in Ukraine	31
<i>Khudetsky I.Yu., Krivtsun I.V., Maksymenko V.B.</i> Prospects for application of convective-infrared flows in field surgery	32
<i>Korsak A.V., Chajkovsky Yu.B., Likhodievsky V.V., Chukhraj S.M., Marynsky G.S., Chernets O.V., Lopatkina K.G., Vasylchenko V.A., Sydorenko D.F., Buryak Yu.Z., Serdyuk V.K.</i> Regeneration of organs of the nervous system at their damage and application of electric welding technology	33
<i>Podpryatov S.E., Gychka S.G., Podpryatov S.S., Marynsky G.S., Chernets O.V., Tkachenko V.A., Grabovsky D.A., Lopatkina K.G., Tkachenko S.V., Buryak Yu.Z., Serdyuk V.K.</i> Components of formation of electrically welded joint of the stomach and small intestine	34
<i>Maksymenko V.B., Shlykov, V.V., Danilova, V.A., Ivanova G.V.</i> Thermographic studies of temperature gradient on the heart surface.....	35
<i>Shen Yu.M., Zub V.O., Krestyanov, M.Yu., Bardakov G.G., Lysenko V.M.</i> Experience of application of EK-300M1 apparatus in oncogynaecology	36

<i>Kalabukha I.A., Guriev S.O., Maetny E.M., Khmel V.V.</i> Aspects of treating patients with combined thoraco-cranial trauma at the tertiary stage of providing aid.....	36
<i>Muzychenko P.F., Chernyak V.A.</i> Role of electrosurgery in the development of medicine	37

POSTER PAPERS

<i>Abyzov R.A., Onishchenko Yu.I., Bozhko N.V.</i> Observations in the remote period of laryngeal cancer patients who underwent surgical intervention using electric welding.....	39
<i>Balashova O.I., Shlyakhove E.V., Kreknin D.A., Dyakova V.N., Murzina V.V., Kravchenko A.V. Kovalenko V.V.</i> Analysis of surgical treatment of vulvar cancer patients using the method of tissue welding by “High Frequency Electric Coagulator EK-300M1” apparatus in the Department of Gynecology of COC DOC for the period of 2010-2015	39
<i>Ganzhy V.V., Kravets N.S.</i> Electric welding technologies in organ-saving surgery on the spleen	41
<i>Dragomiretsky N.Ya., Lebedev A.V.</i> Modeling temperature and mechanical stresses in ophthalmic surgery	41
<i>Kalabukha I.A., Khmel V.V., Maetny E.M.</i> Welding technologies in treatment of injured in ATO with complicated penetrating wounds of the chest at the tertiary stage of providing aid.....	42
<i>Kremenysky K.S., Lebedev A.V.</i> Application of 3-D modeling in the design of laparoscopic instruments for welding live tissues.....	43
<i>Lebedev A.V., Dubko A.G., Yarovaya S.A.</i> Modeling resistance microwelding of live tissues.....	43
<i>Lebedev O.V., Dubko A.G., Gerasymchuk V.O., Fedorchuk M.M.</i> System of studying thermophysical characteristics of biological tissues at high-frequency welding	44
<i>Lopatkina K.G., Lopatkin I.E., Marynsky G.S., Chernets O.V., Podpryatov S.E., Tkachenko V.A., Tkachenko S.V., Grabovsky D.A., Chvertko N.A., Silenko A.K.</i> Development of the system of visualization of HF-welding of biological tissues	45
<i>Lopatkina K.G., Marynsky G.C., Podpryatov S.E., Chernets O.V., Grabovsky D.A., Vasylychenko V.A., Tkachenko V.A., Podpryatov S.S., Tkachenko S.V., Chvertko N.A., Serdyuk V.K., Buryak Yu.Z., Silenko A.K.</i> Investigation of temperature parameters of the process of HF-welding of large and small intestine	46
<i>Maksymiv O.O., Chepyshko S.I., Tovkach Yu.V.</i> Applicability of the method of electric welding of biological tissues under conditions of the oral cavity.....	47
<i>Manyunenko S.I., Senchurov S.P., Lankin Yu.M.</i> Modeling electric welding of soft live tissues from voltage source and current source	49
<i>Marynsky G.S., Podpryatov S.E., Lopatkina K.G., Chernets O.V., Grabovsky D.A., Tkachenko V.A., Vasylychenko V.A., Podpryatov S.S., Tkachenko S.V., Chvertko N.A., Dubko A.G., Serdyuk V.K., Buryak Yu.Z.</i> Investigation of the influence of technological factors and design features of the instruments on forming electrically welded joint of the tissues of the esophagus, stomach and small intestine.....	50
<i>Nykonenko A.O., Rusanov I.V., Vildanov S.R., Vilkhovoj S.O.</i> Application of high-frequency electric welding for the prevention of lymphocele at kidney transplantation.....	51
<i>Nichitajlo M.Yu., Furmanov Yu.O., Gutsulyak A.I., Bulyk I.I., Goman A.V.</i> Formation of bilio-digestive anastomoses by RF electric welding of soft tissues	52

<i>Savolyuk S.I., Balatsky R.O., Zubal V.I.</i> Combination of laparoscopic and electric welding technologies in treatment acute appendicitis, as a factor in the prevention of intra-abdominal complications.....	53
<i>Savolyuk S.I., Zubal V.I., Balatsky R.O.</i> Day surgery, as standard treatment of chronic calculous cholecystitis.....	54
<i>Ukrainets O.V., Nykyforak Z.M., Kondratyuk V.V., Kvasha M.S., Long Jiang.</i> Experience in reconstructive plastic operations on bone defects of the skull using titanium structures in patients with malignancies of the head of different locations with application of modern electric welding technology.....	55
<i>Khojdra K.Yu</i> Comparative characteristics of the methods of surgical interventions on parenchymal organs	56
<i>Khudetsky I.Yu., Krivtsun I.V., Maksymenko V.B., Antonova-Rafi Yu.V.</i> Modeling medico-biological processes in development of thermosurgical apparatuses	57
<i>Khudetsky I.Yu., Krivtsun I.V., Maksymenko V.B., Antonova-Rafi Yu.V.</i> Methodological approaches to evaluation of effectiveness of thermosurgical apparatuses.....	58
<i>Chepurna O.M., Shton I.O., Pavlov S.V., Vojtsekhovich V.S., Kholin V.V.</i> Development and testing of a method and system for fluorescence-corrected laser irradiation of tumors	59

MASTER CLASS

<i>Savolyuk, S.I., Gorbovets V.S., Shulyarenko O.V.</i> Endovenous electric welding in the treatment of varicose veins of the lower extremities	61
<i>Gorbovets V.S., Savolyuk S.I., Gerashchenko R.A.</i> Experience of treatment of varicose veins of the lower extremities in Pirogov First Volunteer Mobile Hospital.....	61
<i>Savolyuk S.I., Gerashchenko R.A., Gorbovets V.S.</i> Treatment of varicose disease of the lower extremities with thrombophlebitis complications, using endovenous electric welding obliteration	63
<i>Podpryatov S.S., Podpryatov S.E., Gychka S.G., Slobodyanyuk I.M., Umanets O.I., Tkachenko V.A., Salata V.V., Ivakha V.V., Belousov I.O., Korchak V.P., Korbut S.M</i> Antibacterial resistance of electrically welded joint	64
<i>Podpryatov S.E., Podpryatov S.S., Korchak V.P., Belousov I.O., Salata V.V., Ivakha V.V.</i> Removing tumors of soft tissues using electric welding.....	65
<i>Brodovsky S.P., Iftodij A.G., Kozlovska I.M.</i> Optimization of surgical treatment of chronic hemorrhoids of III-IV stage	65
<i>Tarnavsky D.V., Tkachenko V.V., Melnik V.V.</i> Efficiency of RF electric welding for ensuring hemostasis at castration of farm animals	66
<i>Sukhin I.A., Bilylovets O.M., Khudetsky I.Yu., Ostapenko O.M., Petrov A.K.</i> Experience of application of coaptive coagulation apparatuses in mobilization of the stomach and intestines....	66

ПРОГРАМА

XI Міжнародної науково-практичної конференції «ЗВАРЮВАННЯ ТА ТЕРМІЧНА ОБРОБКА ЖИВИХ ТКАНИН. ТЕОРІЯ. ПРАКТИКА. ПЕРСПЕКТИВИ»

25 – 26 листопада 2016 р.

Конференц-зал ІЕЗ ім. Є.О.Патона НАН України
м. Київ, вул. Казимира Малевича (Боженка), 11, 2-й поверх

25 листопада 2016 р., п'ятниця

- 8:30–10:00 **Ресстрація учасників конференції**
- 10:00–10:30 **Відкриття конференції**
Заступник директора Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України
академік НАН України **КРІВЦУН І.В.**
Привітання почесних гостей конференції

ПЛЕНАРНІ ДОПОВІДІ

- 10:30–10:50 **Досвід використання методу електрозварювання біологічних тканин в ургентній та плановій хірургії**
Білянський Л.С., Захараш М.П., Захараш Ю.М., Абу Шамсія Р.Н., Дубенко Є.М.
*Національний медичний ун-т імені О.О. Богомольця, кафедра хірургії №1, м. Київ;
Міська клінічна лікарня № 18, м. Київ*
- 10:50–11:10 **Використання електротермоадгезії при хірургічних втручаннях у дітей з захворюваннями лімфаденоїдного глоткового кільця**
Косаковський А. Л., Косаківська І. А.
НМАПО імені П.Л. Шупика, м. Київ
- 11:10–11:30 **Эндорезекция гемангиомы в ходе витректомии у пациентов с синдромом Гиппель-Линдау с использованием высокочастотной электросварки биологических тканей**
Пасечникова Н.В., Науменко В.А., Уманец Н.Н., Чеботарев Е.П.
ГУ «Институт глазных болезней и тканевой терапии им. В.П. Филатова НАМН Украины», отдел витреоретинальной и лазерной микрохирургии, г. Одесса
- 11:30–11:50 **Порівняльна оцінка результатів хірургічного лікування кістозних менінгіом головного мозку з використанням стандартних методів і сучасних новітніх технологій**
Лун Цзян, Кваша М.С., Кондратюк В.В., Никифорак З.М., Цимбалюк Я.В.,
Українець О.В., Мосійчук С.С., Герасенко К.М.
ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України», м. Київ
- 11:50–12:10 **Принципи формування гепатикоєюноанастомозів методом ВЧ-електрозварювання м'яких тканин в клінічній практиці**
Ничитайло М. Ю., Гуцуляк А.І., Булик І.І., Гоман А.В., Гуцуляк В.І.
*Національний інститут хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова
НАМН України, м. Київ*

* У програмі конференції можливі зміни.

- 12:10–12:30 **Поєднання лапароскопічних та електрозварювальних технологій в хірургії апендициту та холецистити**
Саволук С.І.¹, Балацький Р.О.¹, Зубаль В.І.²
¹НМАПО імені П.Л.Шупика, кафедра хірургії та судинної хірургії, м. Київ;
²Київська міська клінічна лікарня №8
- 12:30–12:50 **Використання апаратів коаптивної коагуляції при мобілізації органів дигестивного тракту**
Сухін І.А.¹, Білиловець О.М.¹, Худецький І.Ю.^{2,3}, Остапенко О.М.¹, Петров А.К.¹
¹ДТГО «Південно-західна залізниця», вузлова лікарня № 1 ст. Дарниця, м. Київ;
²НТУУ «КПІ» ім. І.Сікорського, м. Київ;
³ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ
- 12:50–13:10 **Перспективи застосування високочастотного зварювання живих тканин в ендоскопічній хірургії**
Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.^{2,1}, Зельніченко О.Т.², Опарін С.О.³
¹НТУУ «КПІ» ім. І.Сікорського, м. Київ;
²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;
³Комунальний заклад Київської обласної ради «КОКЛ», м. Київ
- 13:10–13:30 **Изменение характеристик мягких биологических тканей вследствие сжатия электродами электрохирургических инструментов при сварке**
Ланкин Ю.Н., Байштрук Е.Н., Романова И.Ю., Осечков П.П., Суший Л.Ф., Семикин В.Ф., Соловьев В.Г.
ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины, г. Киев
- 13:30–14:30 **ПЕРЕРВА**
- 14:30–14:50 **Переваги застосування зварювання тканин в онкохірургії**
Бардаков Г.Г.², Зуб В.О.², Лисенко В.М.¹, Крестянов М.Ю.¹, Цісельський Р.К.²
¹НМАПО імені П.Л. Шупика, кафедра хірургії та судинної хірургії, м. Київ;
²Комунальний лікувально-профілактичний заклад «Чернігівський обласний онкологічний диспансер»
- 14:50–15:10 **Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії в Україні**
Максименко В.Б.
НТУУ «КПІ» ім. І.Сікорського, факультет біомедичної інженерії, м. Київ
- 15:10–15:30 **Перспективи застосування конвекційно-інфрачервоних потоків в військово-польовій хірургії**
Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.^{2,1}, Максименко В.Б.¹
¹НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, м. Київ;
²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ
- 15:30–15:50 **Регенерація органів нервової системи за умов пошкодження та використання електрозварювальної технології**
Корсак А.В.¹, Чайковський Ю.Б.¹, Ліходієвський В.В.¹, Чухрай С.М.¹, Маринський Г.С.², Чернець О.В.², Лопаткіна К.Г.², Васильченко В.А.², Сидоренко Д.Ф.², Буряк Ю.З.², Сердюк В.К.²
¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ;
²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ
- 15:50–16:10 **Зміни структури і утворення електрозварного з'єднання шлунку та тонкої кишки**
Подпрятков С.Є.^{1,2}, Гичка С.Г.², Подпрятков С.С.^{1,2}, Маринський Г.С.³, Чернець О.В.³, Ткаченко В.А.³, Грабовський Д.А.³, Лопаткіна К.Г.³, Ткаченко С.В.³, Буряк Ю.З.³, Сердюк В.К.³
¹Київський міський центр електрозварювальної хірургії;
²Київська міська клінічна лікарня №1;
³ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ

- 16:10–16:30 **Термографічні дослідження градієнта температур на поверхні серця**
Максименко В.Б., Шликов В.В., Данілова В.А., Іванова Г.В.
*Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова, м. Київ;
НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, м. Київ*
- 16:30–16:50 **Досвід застосування апарата ЕК-300М1 в онкогінекології**
Шень Ю.М.², Зуб В.О.², Крестянов М.Ю.¹, Бардаков Г.Г.², Лисенко В.М.¹
¹*НМАПО імені П.Л. Шупика, кафедра хірургії та судинної хірургії, м. Київ;*
²*Комунальний лікувально-профілактичний заклад «Чернігівський обласний онкологічний диспансер»*
- 16:50–17:10 **Аспекти лікування пацієнтів з поєднаною торако-краніальною травмою на третинному етапі надання допомоги**
Калабуха І.А.², Гур'єв С.О.¹, Маєтний Є.М.², Хмель В. В.^{1,2}
¹*ДЗ «Український науково-практичний центр екстреної медичної допомоги та медицини катастроф МОЗ України», м. Київ;*
²*ДУ «Національний інститут фтизіатрії і пульмонології ім. Ф.Г. Яновського НАМН України», м. Київ*
- 17:10–17:30 **Роль електрохірургії в розвитку медицини**
Музыченко П.Ф., Черняк В.А.
Національний медичний університет ім. А.А. Богомольця, г. Киев

СТЕНДОВІ ДОПОВІДІ

(з 13:00 до 18:00 в холі 2-го поверху корп. № 4 ІЕЗ ім. С.О. Патона НАН України)

- Спостереження у віддалений період хворих на рак гортані, які підлягали оперативному втручанню з використанням електрозварювання**
Абизов Р.А., Онищенко Ю.І., Божко Н.В.
НМАПО імені П.Л. Шупика, м. Київ
- Анализ хирургического лечения больных раком вульвы с использованием метода сварки тканей аппаратом «Электрокоагулятор высокочастотный ЕК-300М1» в отделении гинекологии КОД ДОС за период 2010-2015 гг.**
Балашова О.И., Шляхова Е.В., Крекнин Д.А., Дьякова В.Н., Мурзина В.В., Кравченко А.В., Коваленко В.В.
КУ «Клинический онкологический диспансер» Днепропетровского облсовета, г. Днепр
- Электросварочные технологии при органосохраняющих операциях на селезёнке**
Ганжий В.В., Кравец Н.С.
Запорожский государственный медицинский университет, кафедра общей хирургии с уходом за больными
- Моделирование температуры и механических напряжений при офтальмологических операциях**
Драгомирецкий Н.Я., Лебедев А.В.
НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, г. Киев
- Зварювальні технології в лікуванні постраждалих в АТО з ускладненими проникаючими пораненнями грудної клітки на третинному етапі надання допомоги**
Калабуха І.А., Хмель В.В., Маєтний Є.М.
ДУ «Національний інститут фтизіатрії і пульмонології ім. Ф.Г. Яновського» НАМН України, м. Київ
- Применение 3-D моделирования при конструировании лапароскопических инструментов для сварки живых тканей**
Кременицкий К. С., Лебедев А. В.
НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, г. Киев

7. **Моделирование контактной микросварки живых тканей**
 Лебедев А.В.¹, Дубко А.Г.^{2,1}, Яровая С.А.¹
¹НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, г. Київ
²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, г. Київ
8. **Система дослідження теплофізичних характеристик біологічних тканин при високочастотному зварюванні**
 Лебедев О.В.¹, Дубко А.Г.^{1,2}, Герасимчук В.О.¹, Федорчук М.М.¹
¹НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, м. Київ;
²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ
9. **Розробка системи візуалізації ВЧ-зварювання біологічних тканин**
 Лопаткіна К.Г.¹, Лопаткін І.Є.², Маринський Г.С.¹, Чернець О.В.¹, Подпрятков С.Є.^{1,3,4},
 Ткаченко В.А.¹, Ткаченко С.В.¹, Грабовський Д.А.¹, Чвертко Н.А.¹, Сіленко А.К.¹
¹ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;
²НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, м. Київ;
³Київський міський центр електрозварювальної хірургії;
⁴Київська міська клінічна лікарня №1
10. **Дослідження температурних параметрів процесу ВЧ-зварювання тонкої та товстої кишки**
 Лопаткіна К.Г.¹, Маринський Г.С.¹, Подпрятков С.Є.^{2,3}, Чернець О.В.¹, Грабовський Д.А.¹, Васильченко В.А.¹, Ткаченко В.А.¹, Подпрятков С.Є.³, Ткаченко С.В.¹, Чвертко Н.А.¹,
 Сердюк В.К.¹, Буряк Ю.З.¹, Сіленко А.К.¹
¹ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;
²Київський міський центр електрозварювальної хірургії;
³Київська міська клінічна лікарня №1
11. **Можливість використання методу електрозварювання біологічних тканин в умовах ротової порожнини**
 Максимів О.О., Чепишко С.І., Товкач Ю.В.
 Вищий державний навчальний заклад України «Буковинський державний медичний університет», Навчально-лікувальний центр «Університетська клініка»
12. **Модельовання електрозварювання м'яких живих тканин від джерела напруги і джерела струму**
 Манюненко С.І.¹, Сенчуров С.П.¹, Ланкін Ю.М.²
¹Київський національний університет ім. Тараса Шевченка, фізичний факультет;
²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ
13. **Дослідження впливу технологічних чинників процесу та конструктивних особливостей інструменту на формування електрозварного з'єднання тканин стравоходу, шлунку та тонкої кишки**
 Маринський Г.С.¹, Подпрятков С.Є.^{2,3}, Лопаткіна К.Г.¹, Чернець О.В.¹, Грабовський Д.А.¹,
 Ткаченко В.А.¹, Васильченко В.А.¹, Подпрятков С.Є.³, Ткаченко С.В.¹, Чвертко Н.А.¹,
 Дубко А.Г.¹, Сердюк В.К.¹, Буряк Ю.З.¹
¹ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;
²Київський міський центр електрозварювальної хірургії;
³Київська міська клінічна лікарня №1
14. **Використання високочастотного електрозварювання для профілактики лімфоцеле при трансплантації нирки**
 Никоненко А.О.², Русанов І.В.¹, Вільданов С.Р.¹, Вільховой С.О.².
¹ДЗ «Запорізька медична академія післядипломної освіти МОЗ України»;
²Запорізький державний медичний університет
15. **Формування білідигестивних анастомозів методом ВЧ-електрозварювання м'яких тканин**
 Ничитайло М.Ю., Фурманов Ю.О., Гуцуляк А.І., Булик І.І., Гоман А.В.
 Національний інститут хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова НАМН України, м. Київ

16. **Поєднання лапароскопічних та електрозварювальних технологій в лікуванні гострого апендициту як фактор профілактики інтраабдомінальних ускладнень**
Саволюк С.І.¹, Балацький Р.О.¹, Зубаль В.І.²
¹НМАПО імені П.Л. Шупика МОЗ України, кафедра хірургії та судинної хірургії, м. Київ;
²Київська міська клінічна лікарня №8
17. **Хірургія одного дня як стандарт лікування хронічного калькульозного холециститу**
Саволюк С.І.¹, Зубаль В.І.², Балацький Р.О.¹
¹НМАПО імені П.Л. Шупика МОЗ України, м. Київ;
²Київська міська клінічна лікарня № 8
18. **Досвід виконання реконструктивно-відновних операцій з пластикою дефектів кісток черепа титановими конструкціями у хворих на злоякісні новоутворення голови різних локалізацій із застосуванням сучасних електрозварювальних технологій**
Українець О.В., Никифорак З.М., Кондратюк В.В., Кваша М.С., Лун Цзян
ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П.Ромоданова НАМН України», м. Київ
19. **Сравнительная характеристика методов оперативных вмешательств на паренхиматозных органах**
Хойдра К.Ю
НТУУ «КПИ» ім. И. Сикорского, г. Киев
20. **Моделювання медико-біологічних процесів в розробці термохірургічної апаратури**
Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.^{2,1}, Максименко В.Б.¹, Антонова-Рафі Ю.В.¹
¹НТУУ «КПИ» ім. І. Сікорського, м. Київ;
²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ
21. **Методичні підходи до оцінки ефективності термохірургічної апаратури**
Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.^{2,1}, Максименко В.Б.¹, Антонова-Рафі Ю.В.¹
¹НТУУ «КПИ» ім. І. Сікорського, м. Київ;
²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ
22. **Розробка та апробація методу та системи для флюоресцентно-коригованого лазерного опромінення пухлин**
Чепурна О.М.¹, Штонь І.О.², Павлов С.В.³, Войцехович В.С.⁴, Холін В.В.¹
¹ПМВП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси;
²Інститут експериментальної патології, онкології і радіобіології ім. Р.Є. Кавецького НАН України, м. Київ;
³Вінницький національний технічний університет;
⁴Інститут фізики НАН України, м. Київ

МАЙСТЕР-КЛАС

Застосування електрозварювальних технологій, спеціального обладнання та інструментів в умовах проведення хірургічних операцій

26 листопада 2016 р., субота

Конференц-зал ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України,
м. Київ, вул. Казимира Малевича (Боженка), 11, 2-й поверх

10:00-14:00

Ендовенозне електрозварювання в лікуванні варикозної хвороби нижніх кінцівок

Саволюк С.І., Горбовець В.С., Шуляренко О.В.
НМАПО імені П.Л. Шупика МОЗ України, м. Київ;
Київська міська клінічна лікарня № 8

Досвід лікування варикозної хвороби нижніх кінцівок в умовах Першого мобільного добровольчого шпиталю ім. Миколи Пирогова

Горбовець В.С.^{1,2,3}, Саволюк С.І.¹, Геращенко Р.А.¹
¹НМАПО імені П.Л. Шупика МОЗ України, кафедра хірургії та судинної хірургії;
²Київська міська клінічна лікарня № 8;
³Перший добровольчий мобільний шпиталь імені Миколи Пирогова, м. Київ, Новоайдар, Попасна

Лікування варикозної хвороби нижніх кінцівок, ускладненої тромбофлебітом, з використанням ендовазальної електрозварювальної облітерації

Саволюк С.І., Геращенко Р.А., Горбовець В.С.

*НМАПО імені П.Л. Шупика МОЗ України, кафедра хірургії та судинної хірургії, м. Київ;
Київська міська клінічна лікарня № 8*

Антибактеріальна стійкість електрозварного з'єднання

Подпрятів С.С., Подпрятів С.Є., Гичка С.Г., Слободянюк І.М., Уманець О.І., Ткаченко В.А., Салата В.В., Іваха В.В., Белоусов І.О., Корчак В.П., Корбут С.М., Щепетов В.В., Сидоренко О.В., Четвериков А.О.

Київська міська клінічна лікарня №1;

Київський центр електрозварювальної хірургії та новітніх технологій;

Головний військово-медичний клінічний центр «ГВКГ», м. Київ;

ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ

Видалення пухлин м'яких тканин з використанням електрозварювання

Подпрятів С.С., Подпрятів С.С., Корчак В.П., Белоусов І.О., Салата В.В., Іваха В.В.

Київський центр електрозварювальної хірургії та новітніх технологій;

Київська міська клінічна лікарня № 1

Оптимізація хірургічного лікування хронічного геморою III-IV стадії

Бродовський С.П., Іфтодій А.Г., Козловська І.М.

ВДНЗ України «Буковинський державний медичний університет»

Ефективність ВЧ-електрозварювання для забезпечення гемостазу при кастрації сільськогосподарських тварин

Тарнавський Д.В., Ткаченко В.В., Мельник В.В.

Національний університет біоресурсів і природокористування України, м. Київ

Досвід застосування апаратів коагтивної коагуляції при мобілізації шлунку та кишечника

Сухін І.А.¹, Білиловець О.М.¹, Худецький І.Ю.^{2,3}, Остапенко О.М.¹, Петров А.К.¹

¹ДТГО «Південно-західна залізниця», вузлова лікарня № 1, ст. Дарниця, м. Київ;

²НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, м. Київ;

³ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ

Закриття конференції

PROGRAM

of XI International Scientific-Practical Conference **WELDING AND HEAT TREATMENT OF LIVE TISSUES. THEORY. PRACTICE. FUTURE PROSPECTS**

November 25-26, 2016

Conference hall of the E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine
11, Kazimira Malevicha (Bozhenko) str., Kyiv, 2nd floor

November 25, 2016, Friday

8:30-10:00 **Registration of Conference participants**

10:00-10:30 **Conference Opening**

Academician **KRIVTSUN. I.V.**, Deputy Director of the E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine

Welcome for the Conference by honorary guests

PLENARY PAPERS

10:30-10:50 **Experience of application of the method of electric welding of biological tissues in urgent and planned surgery**

Bilyansky L.S., Zakharash M.P., Zakharash Yu.M., Abu Shamsiya R.N., Dubenko E.M.
O.O.Bohomolets National Medical University, Kyiv, Department of Surgery № 1; City Clinical Hospital № 18, Kyiv

10:50-11:10 **Application of electrothermoadhesion in surgical interventions in children with disease of lymphadenoid throat ring**

Kosakovsky A.L., Kosakivska I.A.
Kyiv, Ukraine

11:10-11:30 **Hemangioma endoresection during vitrectomy in patients with Hippel-Lindau syndrome with application of HF electric welding of biological tissues**

Pasechnikova N.V., Naumenko V.A., Umanets N.N., Chebotarev E.P.
Department of vitreoretinal and laser microsurgery of SI «V.P. Filatov Institute of Eye Diseases and Tissue Therapy of the NAMS of Ukraine», Odessa

11:30-11:50 **Comparative evaluation of the result of surgical treatment of cystic cerebral meningiomas using standard methods and modern advanced technologies**

Long Jiang, Kvasha M.S., Kondratyuk V.V., Nikiforak Z.M., Tsybalyuk Ya.V., Ukrainets O.V., Mosijchuk S.S., Gerasenko K.M.
Center for electric welding surgery and modern technologies at kyiv municipal clinic hospital № 1, Kyiv

11:50-12:10 **Principles of forming hepaticojejunoanastomoses by the methods of HF electric welding of soft tissues in clinical practice**

Nichitajlo M.Yu., Gutsulyak A.I., Bulyk I.I., Goman A.V., Gutsulyak V.I.
O.O. Shalimov National Institute of Surgery and Transplantation of the NAMS of Ukraine, Kyiv

12:10-12:30 **Combining laparoscopic and electric welding technologies in appendectomy and cholecystectomy**

Savolyuk S.I.¹, Balatsky R.O.¹, Zubal V.I.²

¹*Department of surgery and vascular surgery of P.L. Shupyk NMAPE of MH of Ukraine, Kyiv;*

²*Kyiv City Clinical Hospital № 8*

- 12:30-12:50 **Application of coaptive coagulation at digestive organs mobilization**
 Sukhin I.A.¹, Bilylovets O.M.¹, Khudetsky I.Yu.^{2,3}, Ostapenko O.M.¹, Petrov A.K.¹
¹*DTOO «South-Western Railway», Junction hospital № 1, Darnitsya st., Kyiv;*
²*NTUU «KPI», Kyiv;*
³*E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv*
- 12:50-13:10 **Prospects for application of high-frequency welding of live tissues in endoscopic surgery**
 Khudetsky I.Yu.^{1,2}, Krivtsun I.V.^{2,1}, Zelnichenko O.T.², Oparin S.O.³
¹*NTUU «KPI», Kyiv;* ²*E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv;*
³*Municipal Institution of Kyiv Regional Council «Kyiv Regional Clinical Hospital»*
- 13:10-13:30 **Change of characteristics of soft biological tissues as a result of compression by electrodes of electrosurgical instruments in welding**
 Lankin Yu.N., Bajshtruk E.N., Romanova I.Yu., Sushy L.F., Semikin V.F., Soloviov V.G.
E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv;
- 13:30-14:30 **BREAK**
- 14:30-14:50 **Advantages of application of tissue welding in oncosurgery**
 Bardakov G.G.², Zub V.O.², Lysenko V.M.¹, Krestyanov M.Yu.¹, Tsiselsky R.K.²
¹*P.L. Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education, Department of surgery and vascular surgery, Kyiv*
²*Communal health care setting «Chernihiv Regional Oncology Center», Chernihiv*
- 14:50-15:10 **State-of-the-art and prospects for biomedical engineering in Ukraine**
 Maksymenko V.B.
Department of biomedical engineering NTUU «KPI», Kyiv
- 15:10-15:30 **Prospects for application of convective-infrared flows in field surgery**
 Khudetsky I.Yu.^{1,2}, Krivtsun I.V.^{2,1}, Maksymenko V.B.¹
¹*NTUU «KPI», Kyiv;*
²*E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv;*
- 15:30-15:50 **Regeneration of organs of the nervous system at their damage and application of electric welding technology**
 Korsak A.V.¹, Chajkovsky Yu.B.¹, Likhodievsky V.V.¹, Chukhraj S.M.¹, Marynsky G.S.², Chernets O.V.², Lopatkina K.G.², Vasylychenko V.A.², Sydorenko D.F.², Buryak Yu.Z.², Serdyuk V.K.²
¹*O.A. Bohomolets National Medical University, Kyiv;*
²*E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv*
- 15:50-16:10 **Components of formation of electrically welded joint of the stomach and small intestine**
 Podpryatov S.E.^{1,2}, Gychka S.G.², Podpryatov S.S.^{1,2}, Marynsky G.S.³, Chernets O.V.³, Tkachenko V.A.³, Grabovsky D.A.³, Lopatkina K.G.³, Tkachenko S.V.³, Buryak Yu.Z.³, Serdyuk V.K.³
¹*Kyiv City Center of Electric Welding Surgery;*
²*Kyiv City Clinical Hospital № 1;*
³*E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv*
- 16:10-16:30 **Thermographic studies of temperature gradient on the heart surface**
 Maksymenko V.B., Shlykov, V.V., Danilova, V.A., Ivanova G.V.
M.M. Amosov National Institute of Cardiovascular Surgery, Kyiv
NTUU «KPI», Kyiv
- 16:30-16:50 **Experience of application of EK-300M1 apparatus in oncogynaecology**
 Shen Yu.M.², Zub V.O.², Krestyanov, M.Yu.¹, Bardakov G.G.², Lysenko V.M.¹
¹*P.L. Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education, Department of surgery and vascular surgery, Kyiv;*
²*Communal health care setting «Chernihiv Regional Oncology Center», Chernihiv*

- 16:50-17:10 **Aspects of treating patients with combined thoraco-cranial trauma at the tertiary stage of providing aid**
Kalabukha I.A.², Guriev S.O.¹, Maetny E.M.², Khmel V.V.^{1,2}
¹*SI «Ukrainian scientific-practical center of emergency medical care and disaster medicine of the Ministry of Health of Ukraine», Kyiv;*
²*SI «F. Yanovsky National Institute of TB and Pulmonology of the NAMS of Ukraine», Kyiv*
- 17:10-17:30 **Role of electrosurgery in the development of medicine**
Muzychenko P.F., Chernyak V.A.
O.A. Bohomolets National Medical University, Kyiv.

POSTER PAPERS

(in the hall 2 on the 2nd floor, building № 4
of the E.O. Paton Electric Welding Institute of NAS of Ukraine)

13:00 – 18:00

1. **Observations in the remote period of laryngeal cancer patients who underwent surgical intervention using electric welding**
Abyzov R.A., Onishchenko Yu.I., Bozhko
P.L. Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education of the NAMS of Ukraine, Kyiv
2. **Analysis of surgical treatment of vulvar cancer patients using the method of tissue welding by «High Frequency Electric Coagulator EK-300M1» apparatus in the Department of Gynecology of COC DOC for the period of 2010-2015**
Balashova O.I., Shlyakhove E.V., Kreknin D.A., Dyakova V.N., Murzina V.V., Kravchenko A.V., Kovalenko V.V.
MI «Clinical Oncological Center» of Dnipropetrovsk Regional Council
3. **Electric welding technologies in organ-saving surgery on the spleen**
Ganzhy V.V., Kravets N.S.
Department of General Surgery with Patient's Care of Zaporozhye State Medical University
4. **Modeling temperature and mechanical stresses in ophthalmic surgery**
Dragomiretsky N.Ya., Lebedev A.V.
NTUU «KPI», Kyiv
5. **Welding technologies in treatment of injured in ATO with complicated penetrating wounds of the chest at the tertiary stage of providing aid**
Kalabukha I.A., Khmel V.V., Maetny E.M.
SI «F. Yanovsky National Institute of TB and Pulmonology of the NAMS of Ukraine», Kyiv
6. **Application of 3-D modeling in the design of laparoscopic instruments for welding live tissues**
Kremenysky K.S., Lebedev A.V.
NTUU «KPI», Kyiv
7. **Modeling resistance microwelding of live tissues**
Lebedev A.V.¹, Dubko A.G.^{2,1}, Yarovaya S.A.¹
¹*NTUU «KPI», Kyiv;* ²*E.O.Paton Electric Welding Institute of NAS of Ukraine, Kyiv*
8. **System of studying thermophysical characteristics of biological tissues at high-frequency welding**
Lebedev O.V.¹, Dubko A.G.^{1,2}, Gerasymchuk V.O.¹, Fedorchuk M.M.¹
¹*NTUU «KPI», Kyiv;* ²*E.O.Paton Electric Welding Institute of NAS of Ukraine, Kyiv*
9. **Development of the system of visualization of HF-welding of biological tissues**
Lopatkina K.G.¹, Lopatkin I.E.⁴, Marynsky G.S.¹, Chernets O.V.¹, Podpryatov S.E.^{2,3}, Tkachenko V.A.¹, Tkachenko S.V.¹, Grabovsky D.A.¹, Chvertko N.A.¹, Silenko A.K.¹
¹*E.O. Paton Electric Welding Institute of NAS of Ukraine, Kyiv*
²*Kyiv City Center of Electric Welding Surgery;*
³*Kyiv City Clinical Hospital №1;*
⁴*NTUU «KPI», Kyiv*

10. **Investigation of temperature parameters of the process of HF-welding of large and small intestine**
Lopatkina K.G.¹, Marynsky G.S.¹, Podpryatov S.E.^{2,3}, Chernets O.V.¹, Grabovsky D.A.¹,
Vasylchenko V.A.¹, Tkachenko V.A.¹, Podpryatov S.S.³, Tkachenko S.V.¹, Chvertko N.A.¹,
Serdyuk V.K.¹, Buryak Yu.Z.¹, Silenko A.K.¹
¹*E.O. Paton Electric Welding Institute of NAS of Ukraine, Kyiv*
²*Kyiv City Center of Electric Welding Surgery;*
³*Kyiv City Clinical Hospital №1*
11. **Applicability of the method of electric welding of biological tissues under conditions of the oral cavity**
Maksymiv O.O., Chepyshko S.I., Tovkach Yu.V.
*Higher State Educational Institute of Ukraine «Bukovinian State Medical University», Train-
ing-Medical Center «University Hospital»*
12. **Modeling electric welding of soft live tissues from voltage source and current source**
Manyunenko S.I.², Senchurov S.P.¹, Lankin Yu.M.
¹*Taras Shevchenko National University of Kyiv, Faculty of Physics*
²*E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv*
13. **Investigation of the influence of technological factors and design features of the instruments on forming electrically welded joint of the tissues of the esophagus, stomach and small intestine**
Marynsky G.S.¹, Podpryatov S.E.^{2,3}, Lopatkina K.G.¹, Chernets O.V.¹, Grabovsky D.A.¹,
Tkachenko V.A.¹, Vasylchenko V.A.¹, Podpryatov S.S.³, Tkachenko S.V.¹, Chvertko N.A.¹,
Dubko A.G.¹, Serdyuk V.K.¹, Buryak Yu.Z.¹
¹*E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv*
²*Kyiv City Center of Electric Welding Surgery;*
³*Kyiv City Clinical Hospital №1*
14. **Application of high-frequency electric welding for the prevention of lymphocele at kidney transplantation**
Nykonenko A.O.², Rusanov I.V.¹, Vildanov S.R.¹, Vilkhovoj S.O.²
¹*SI «Zaporozhie Medical Academy of Postdiploma Education of MH of Ukraine»;*
²*Zaporozhie State Medical University*
15. **Formation of biliodigestive anastomoses by RF electric welding of soft tissues**
Nichitajlo M.Yu., Furmanov Yu.O., Gutsulyak A.I., Bulyk I.I., Goman A.V.
O.O. Shalimov National Institute of Surgery and Transplantology of the NAMS of Ukraine, Kyiv
16. **Combination of laparoscopic and electric welding technologies in treatment acute appendicitis, as a factor in the prevention of intra-abdominal complications.**
Savolyuk S.I.¹, Balatsky R.O.¹, Zubal V.I.²
¹*Department of surgery and vascular surgery of P.L. Shupyk National Academy of Postgraduate Education of the NAMS of Ukraine, Kyiv;*
²*Kyiv City Clinical Hospital №8*
17. **Day surgery, as standard treatment of chronic calculous cholecystitis**
Savolyuk S.I.¹, Zubal V.I.², Balatsky R.O.¹
¹*P.L. Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education of the NAMS of Ukraine, Kyiv;*
²*Kyiv City Clinical Hospital №8*
18. **Experience in reconstructive plastic operations on bone defects of the skull using titanium structures in patients with malignancies of the head of different locations with application of modern electric welding technology**
Ukrainets O.V., Nykyforak Z.M., Kondratyuk V.V., Kvascha M.S., Lun Tzyan
SI «Institute of Neurosurgery named after academician A.P. Romodanov of the NAMS of Ukraine», Kyiv
19. **Comparative characteristics of the methods of surgical interventions on parenchymal organs**
Khojdra K.Yu
NTUU «KPI», Kyiv

20. **Modeling medico-biological processes in development of thermosurgical apparatuses**
 Khudetsky I.Yu.^{1,2}, Krivtsun I.V.^{2,1}, Maksymenko V.B.¹, Antonova-Rafi Yu.V.¹
¹*FBMI of NTUU «KPI», Kyiv;*
²*E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv*
21. **Methodological approaches to evaluation of effectiveness of thermosurgical apparatuses**
 Khudetsky I.Yu.^{1,2}, Krivtsun I.V.^{2,1}, Maksymenko V.B.¹, Antonova-Rafi Yu.V.¹
¹*NTUU «KPI», Kyiv;*
²*E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv*
22. **Development and testing of a method and system for fluorescence-corrected laser irradiation of tumors**
 Chepurna O.M.¹, Shton I.O.², Pavlov S.V.³, Vojtsekhovich V.S.⁴, Kholin V.V.¹
¹*SPPE «Fotonika Plus», Cherkassy*
²*R.E. Kavetsky Institute of Experimental Pathology, Oncology and Radiobiology of the NAMS of Ukraine, Kyiv*
³*Vinnitsia National Technical University*
⁴*Institute of Physics of the NAS of Ukraine, Kyiv*

November 26, 2016, Saturday
MASTER CLASS

**Application of electric welding technologies, special equipment and instruments
 in surgical operation performance**

Conference hall of the E.O.Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine,
 11, Kazimira Malevicha (Bozhenko) str., Kyiv, 2nd floor

10:00-14:00

Endovenous electric welding in the treatment of varicose veins of the lower extremities

Savolyuk, S.I., Gorbovets V.S., Shulyarenko O.V.

¹*P.L. Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education of the NAMS of Ukraine, Kyiv;*

²*Kyiv City Clinical Hospital №8*

Experience of treatment of varicose veins of the lower extremities in Pirogov First Volunteer Mobile Hospital

Gorbovets V.S.^{1,2,3}, Savolyuk S.I.¹, Gerashchenko R.A.¹

¹*P.L. Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education of the NAMS of Ukraine, Kyiv;*

²*Kyiv City Clinical Hospital №8;*

³*Pirogov First Volunteer Mobile Hospital, Kyiv, Novoaidar, Popasna*

Treatment of varicose disease of the lower extremities with thrombophlebitis complications, using endovenous electric welding obliteration

Savolyuk S.I., Gerashchenko R.A., Gorbovets V.S.

P.L. Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education of the NAMS of Ukraine, Department of surgery and vascular surgery, Kyiv;

Kyiv City Clinical Hospital №8

Antibacterial resistance of electrically welded joint

Podpryatov S.S., Podpryatov S.E., Gychka S.G., Slobodyanyuk I.M., Umanets O.I., Tkachenko V.A., Salata V.V., Ivakha V.V., Belousov I.O., Korchak V.P., Korbut S.M.
Kyiv City Clinical Hospital №1;

Kyiv City Center of Electric Welding Surgery and Advanced Technologies;

Main Military-Medical Clinical Center of «MMCH», Kyiv

The E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine

Removing tumors of soft tissues using electric welding

Podpryatov S.E., Podpryatov S.S., Korchak V.P., Belousov I.O., Salata V.V., Ivakha V.V.
Kyiv City Center of Electric Welding Surgery and Advanced Technologies;
Kyiv City Clinical Hospital №1

Optimization of surgical treatment of chronic hemorrhoids of III-IV stage

Brodovsky, S.P., Iftodij A.G., Kozlovska I.M.
Higher State Educational Institution of Ukraine «Bukovinian State Medical University»

Efficiency of RF electric welding for ensuring hemostasis at castration of farm animals

Tarnavsky D.V., Tkachenko V.V., Melnik V.V.
National University of Life and Environmental Sciences of Ukraine, Kyiv

Experience of application of coaptive coagulation apparatuses in mobilization of the stomach and intestines

Sukhin I.A.¹, Bilylovet O.M.¹, Khudetsky I.Yu.^{2,3}, Ostapenko O.M.¹, Petrov A.K.¹

¹*SRSA «South-Western Railway», junction hospital №1, Darnitsa st., Kyiv*

²*NTUU «KPI», Kyiv;*

³*E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine*

CLOSING OF THE CONFERENCE

ПЛЕНАРНІ ДОПОВІДІ

ДОСВІД ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДУ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН В УРГЕНТНІЙ ТА ПЛАНОВІЙ ХІРУРГІЇ

**Білянський Л.С., Захараш М.П., Захараш Ю.М.,
Абу Шамсія Р.Н., Дубенко Є.М.**

*Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, кафедра хірургії № 1,
Міська клінічна лікарня № 18, м. Київ*

В доповіді представлено досвід використання технології електрозварювання біологічних тканин у 158 хворих з застосуванням вітчизняного високочастотного електричного генератора ЕК 300 М1 в ургентній та плановій хірургії. Основними хірургічними втручаннями, при яких використовувалась методика електрозварювання біологічних тканин, були лапароскопічна апендектомія, лапароскопічна холецистектомія, лапароскопічна пластика пахової грижі, відкрита резекція тонкої та товстої кишок. Використання методу електрозварювання при цих операціях дозволяє суттєво скоротити тривалість втручання, зменшити об'єм крововтрати, застосування значної кількості кліпс, що використовуються для досягнення гемостазу та герметизації анатомічних структур після їх перетину. Аналіз отриманих нами результатів свідчить також про високу ефективність використання методики для з'єднання біологічних тканин, а також прискорення процесів їх репарації після роз'єднання.

ВИКОРИСТАННЯ ЕЛЕКТРОТЕРМОАДГЕЗІЇ ПРИ ХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАННЯХ У ДІТЕЙ З ЗАХВОРЮВАННЯМИ ЛІМФАДЕНОЇДНОГО ГЛОТКОВОГО КІЛЬЦЯ

Косаковський А.Л., Косаківська І.А.

НМАПО імені П.Л. Шупика, м. Київ

Вступ. При хірургічних втручаннях на лімфаденоїдному глотковому кільці має місце певна крововтрата, яка інколи може становити загрозу для життя і потребує невідкладних дій. Ефективним методом профілактики кровотечі є електрозварювальна технологія, яка понад 10 років з успіхом використовується в різних галузях хірургії. Впровадженню високочастотної біполярної електротермоадгезії біологічних тканин в оториноларингології заважали відсутність відповідних біполярних електроінструментів та необхідність розробки методик хірургічного втручання при захворюваннях ЛОР-органів з науковим обґрунтуванням необхідних режимів високочастотного струму при кожному оперативному втручанні.

Метою дослідження було підвищення ефективності хірургічного лікування захворювань лімфаденоїдного глоткового кільця у дітей.

Матеріал і методи. Нами були розроблені, науково обґрунтовані та успішно апробовані в клініці методики тонзилектомії, тонзилотомії, тонзилопластики та аденотомії з використанням біполярних електроінструментів власної конструкції. Під нашим спостереженням в клініці перебувало понад 150 пацієнтів із захворюваннями лімфаденоїдного глоткового кільця у віці від 2 до 17 років. Вибір режимів високочастотного струму при електротермоадгезії під час хірургічних втручань проводили з урахуванням морфологічних досліджень у тварин та експериментальних досліджень апоптозу.

Результати. Застосування електрозварювання біологічних тканин при запропонованих оперативних втручаннях на лімфаденоїдному глотковому кільці із застосуванням розробле-

них біполярних електроінструментів дозволило значно зменшити крововтрату, скоротити час хірургічних втручань та підвищити їх ефективність. Запропонована тонзилопластика дозволяє значно зменшити інтраопераційну крововтрату та запобігти кровотечі в післяопераційний період. Післяопераційні рани при даній операції заживають первинним натягом та за більш короткий час в порівнянні з тонзилотомією. При аденотомії за запропонованою методикою забезпечується ендоскопічний контроль, значно зменшується інтраопераційна крововтрата та зменшуються рецидиви захворювання.

Висновки.

1. Використання електротермоадгезії при хірургічних втручаннях на лімфаденоїдному глотковому кільці підвищує їх якість, зменшує крововтрату та тривалість операцій.
2. Тонзилопластика супроводжується значно меншою інтраопераційною крововтратою та відсутністю кровотечі в післяопераційний період, а післяопераційні рани заживають первинним натягом за більш короткий час в порівнянні з тонзилотомією.
3. При аденотомії за запропонованою методикою забезпечується ендоскопічний контроль, значно зменшується інтраопераційна крововтрата та зменшуються частота рецидивів захворювання.

ЭНДОРЕЗЕКЦИЯ ГЕАНГИОМЫ В ХОДЕ ВИТРЕКТОМИИ У ПАЦИЕНТОВ С СИНДРОМОМ ГИППЕЛЬ–ЛИНДАУ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОСВАРКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Пасечникова Н.В., Науменко В.А., Уманец Н.Н., Чеботарев Е.П.

ГУ «Институт глазных болезней и тканевой терапии им. В.П. Филатова НАМН Украины», отдел витреоретинальной и лазерной микрохирургии г. Одесса

Синдром Гиппель-Линдау характеризуется аутосомно-доминантным типом наследования и развитием различных опухолей и кист в центральной нервной системе (ЦНС) и других внутренних органах. Достаточно часто ангиомы локализуются в сетчатой оболочке. Частота встречаемости заболевания 1: 36 000.

Для далекозашедших стадий характерно развитие экссудативно – тракционной, регматогенной отслойки сетчатки, что является показанием к хирургическому лечению. Витректомия при синдроме Гиппель-Линдау связана с высоким риском геморрагических осложнений, таких как неконтролируемое кровотечение из приводящих сосудов ангиоматозных узлов в ходе удаления новообразования, поэтому актуальным является поиск новых методов интраоперационного гемостаза.

Цель. Оценить возможность применения высокочастотной электросварки биологических тканей для гемостаза при эндорезекции гемангиомы в ходе витректомии у пациентов с синдромом Гиппель-Линдау.

Материал и методы. Под нашим наблюдением находилось 9 больных (9 глаз), 7 женщин, 2 мужчин в возрасте от 16 лет до 42 лет, с диагнозом синдром Гиппель-Линдау. У 6 больных (67%) заболевание осложнялось экссудативно-тракционной отслойкой сетчатки, в 3 случаях (33%) наблюдалась эпиретинальная мембрана, в 3 случаях (33%) макулярный отек с отложением твердых экссудатов. Количество ангиоматозных узлов – от 1 до 9, размер узлов – от 0,2 до 3 диаметра ДЗН. Ранее в различные сроки до витректомии выполнялось интравитреальное введение люцентиса (0,5 мг), лазерная коагуляция гемангиом и питающих сосудов у 3 пациентов.

Витректомия выполнялась трехпортовым доступом калибром 20 и 25 G. С целью гемостаза перед резекцией ангиомы выполнялась высокочастотная электросварка биологических тканей

(ВЭБТ) питаючих судів і сітчаткі вкруг узла з використанням модифікованого прибо­ра ЕК-300М1 і оригінального інтравитреального зонда. Параметри високочастотної елек­тросварки - напруга 24-30 В, сила току – до 0,3 А, частота - 66,0 кГц, експозиція – до 1,0 сек. Сро­к на­блю­ден­ня до 2 лет.

Результати. Ендорезекції підлежали ангиоми розміром більше 1,5 діаметрів ДЗН з яв­леннями ексудативності. При виконанні ВЭБТ відзначалося припинення кровотоку в питаючих ангиоми судів у всіх хворих. Ретинотомія виконувалася в умовах тампонади витреальної порожнини перфтордекаліном. Слід відзначити відсутність кровотечення з перехресних питаючих ангиоми судів. Умерене кровотечення з тканин ангиоми відзначалося в 3 випадках. Віддалена ангиома підлежала гістологічному дослідженню. Ангиоми менше 1,5 діаметрів ДЗН не видалялися, а піддавалися ендолазерній коагуляції (532 нм) з коагуляцією питаючих судів при допомозі ВЭБТ. Операція завершилася тампонадою витреальної порожнини 20% перфторпропаном у 8 пацієнтів (89%), силіконовим маслом (5700 сСт) у 1 хворого (11%).

В ранньому післяопераційному періоді відзначалося умерене преретинальне кро­во­из­ли­в­ан­ня по краю ретинотомії в 3 випадках (33%). Хворі були виписані до­мо­ю на 7 днів. Острота зору при виписці складала світлоощущення з правильною світлопроекцією.

Осложнення: в 2 випадках (22%) відзначалася регматогенна відслойка сітчат­ки, в од­но­му (11%) утворювався макулярний розрив, що потребувало додаткових ендовитреальних втручань. В віддалені терміни (1,5 – 2 роки) прилегання сітчат­ки уда­лось досягти у всіх хворих, коригована острота зору складала: правильна світлопроекція – 1 хворою, від 0,01 до 0,3 – 2 хворих, більше 0,3 – 6 хворих.

Висновок. Використання високочастотної електросварки в час ендорезекції ангиома­тозних вузлів дозволяє уникнути кровотечення з приводячих судів, тим самим знизити ризик інтра- і післяопераційних геморагічних ускладнень і підвищити анатомічні і функціональні результати лікування.

ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА РЕЗУЛЬТАТІВ ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ КІСТОЗНИХ МЕНІНГІОМ ГОЛОВНОГО МОЗКУ З ВИКОРИСТАННЯМ СТАНДАРТНИХ МЕТОДІВ І СУЧАСНИХ НОВІТНІХ ТЕХНОЛОГІЙ

Лун Цзян, Кваша М.С., Кондратюк В.В., Никифорак З.М., Цимбалюк Я.В.,
Українець О.В., Мосійчук С.С., Герасенко К.М.

ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України», м. Київ

Актуальність. Однією з основних тенденцій розвитку сучасної нейроонкології є застосування сучасних технологій з метою мінімізації операційної травми. Широке використання новітніх технологій в хірургії КМГМ дало можливість суттєво обмежити інвазивність хірургічного втручання і, як результат, достовірно зменшити тривалість операції, величину інтраопераційної крововтрати.

Метою роботи була порівняльна оцінка результатів хірургічного лікування КМГМ з використанням відомих стандартних методів і сучасних новітніх технологій, перевагами яких є зменшення інтраопераційної крововтрати, підвищення надійності гемостазу, скорочення тривалості оперативного втручання, зменшення ризику появи або наростання неврологічного дефекту.

Матеріали і методи дослідження. Проаналізовані результати хірургічного лікування хворих з кістозними менінгіомами головного мозку (КМГМ) різної локалізації. Об'єктом клінічного аналізу були 54 пацієнти, які були оперовані у відділенні позамозкових пухлин ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України» з використанням відомих стандартних методів лікування і сучасних новітніх технологій нейрохірургами однієї і тієї ж

операційної бригади. До стандартного комплексу обстеження входило проведення комп'ютерної (КТ), магнітно-резонансної (МРТ) томографії, КТ і МРТ ангіографії (АГ), доопераційної АГ. Покращення хірургічної техніки і знизження крововтрати досягалося застосуванням методу електрозварювання м'яких живих тканин (ЕЗ) багатофункціональним і універсальним апаратом ЕКВЗ-300 «ПАТОНМЕД» і застосування холодно-плазмової коагуляції SOERING-SPS 3000 (потужністю від 10 до 25 Вт) і гемостазу аплікували фрагментованими пластинами «ТахоКомб», «Surgicel», «Spongostan» в ході проведення мікрохірургічних, атравматичних і радикальних оперативних втручань.

Результати дослідження. Всі пацієнти оперовані у відповідності з першим і другим типом шкали D. Simpson. В основній групі в найбільшого числа пацієнтів (66,6%) об'єм крововтрати під час операції склав від 210 до 600 мл, в групі порівняння в найбільшого числа пацієнтів (66,6%) крововтрата склала 410-800 мл. Об'єм крововтрати до 200 мл був у 5 (20,8%) пацієнтів основної групи, в групі порівняння у 3 (10%) із 30 пацієнтів об'єм крововтрати перевищував 1000 мл.

Висновки. Завдяки використанню сучасного хірургічного обладнання та гемостатичних матеріалів, вдається зменшити втрати крові і післяопераційні ускладнення, ефективно підвищити рівень виживання пацієнтів, знизити до мінімуму рецидиви пухлини.

ПРИНЦИПИ ФОРМУВАННЯ ГЕПАТИКОЄЮНОАНАСТОМОЗІВ МЕТОДОМ ВЧ-ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ М'ЯКИХ ТКАНИН В КЛІНІЧНІЙ ПРАКТИЦІ

Ничитайло М. Ю., Гуцуляк А.І., Булик І.І., Гоман А.В., Гуцуляк В.І.

Національний інститут хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова НАМН України, м. Київ

Формування гепатикоєюноанастомозів (ГСА) методом ВЧ-електрозварювання проведено у 14 хворих з порушенням магістрального жовчовідтоку. 8 хворих оперовані по причині злоякісних пухлин периампулярної зони, ще 6 по причині стриктур гепатикохоледоха, стриктур раніше накладених ГСА, гнійного холангіту та ятрогенних пошкоджень жовчовивідних проток. Всім хворим сформовані зварювальні евертуючі однорядні терміно-латеральні або латеролатеральні ГСА. Зварювальні анастомози були герметичними та володіли достатньою міцністю, як відразу після накладання, так і в подальшому післяопераційному періоді.

ПОЄДНАННЯ ЛАПАРОСКОПІЧНИХ ТА ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В ХІРУРГІЇ АПЕНДИЦИТУ ТА ХОЛЕЦИСТИТУ

Саволюк С.І.¹, Балацький Р.О.¹, Зубаль В.І.²

¹*Кафедра хірургії та судинної хірургії НМАПО імені П.Л. Шупика МОЗ України, Київ;*

²*Київська міська клінічна лікарня № 8*

ВИКОРИСТАННЯ АПАРАТІВ КОАПТИВНОЇ КОАГУЛЯЦІЇ ПРИ МОБІЛІЗАЦІЇ ОРГАНІВ ДИГЕСТИВНОГО ТРАКТУ

Сухін І.А.¹, Білиловець О.М.¹, Худецький І.Ю.^{2,3}, Остапенко О.М.¹, Петров А.К.¹

¹ДТГО «Південно-західна залізниця», вузлова лікарня №1 ст. Дарниця, м. Київ;

²НТУУ «КПІ» ім. І. Сикорського, м. Київ

³ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ

Невід'ємною умовою для виконання оперативних втручань на органах дигестивного тракту є адекватна мобілізація, яка полягає у пересіченні судин та їх відповідну обробку. Успішність операції залежить від якості хірургічних інструментів та щадного відношення до оточуючих тканин. В залежності від об'єму запланованого втручання мобілізація органу може займати до 70% всього часу операції, викликати значні труднощі та ускладнення.

Велика кількість хірургічних апаратів, запропонованих на сьогоднішній день промисловістю, свідчить про актуальність та невирішеність питання здійснення інтраопераційного гемостазу. Широкого розповсюдження набувають високочастотні електричні генератори з імпульсною подачею струму. Скорочення часу оперативного втручання відбувається за рахунок відсутності необхідності у виділенні судин середнього та крупного діаметру. Судини затискаються між браншами інструменту разом з оточуючими тканинами. Апарат працює в автоматичному режимі, який полягає в припиненні подачі електричного струму при зміні спротиву тканин.

Протягом 2010–2016 рр. у хірургічному відділенні Київської клінічної лікарні на залізничному транспорті № 1 на етапі мобілізації органів дигестивного тракту, для здійснення остаточного гемостазу використовували апарат високочастотного електричного зварювання ЕК300М-1, енергетичну платформу «Force triad», «BOWA ARC 400» та «BiClamp» фірми «ERBE». Взагалом, з використанням зазначених технологій, було виконано 398 операцій у хворих з онкологічним ураженням дигестивного тракту. Виходячи з особистого досвіду необхідно відмітити, що принципової відмінності в роботі вищеперерахованих апаратів не було виявлено, окрім ергономічних особливостей конструкції хірургічного інструменту.

Головна перевага використання апаратів для електролігування судин заключається в тому, що в організмі пацієнта не залишається стороннього матеріалу (кліпс, скоб, лігатур), що викликає ненадійне їх накладання, тим самим попереджає розвиток кровотечі. При даному методу дії практично не відмічається обуглення тканин, що не тягне за собою підвищеної реакції з боку очеревини та утворення злук, дотримуються правила абластики, значно скорочується час виконання операції та частота ускладнень.

ПЕРСПЕКТИВИ ЗАСТОСУВАННЯ ВИСОКОЧАСТОТНОГО ЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ ТКАНИН В ЕНДОСКОПІЧНІЙ ХІРУРГІЇ

Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.^{1,2}, Зельніченко О.Т.², Опарін С.О.³

¹НТУУ «КПІ» ім. І. Сикорського, Київ;

²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, Київ

³Комунальний заклад Київської обласної ради «КОКЛ», м. Київ

Цілий ряд захворювань супроводжуються кровотечами, що локалізуються в дванадцятипалій кишці, шлунку чи стравоході. В більшості випадків причиною шлункової кровотечі стає виразка шлунка. До інших, не менш небезпечних, факторів можна віднести розриви слизової, варикозне розширення вен при хворобі Бадда–Хіарі (тромбофлебіт печінкових вен) або тромбоз підпечінкових гілок ворітної вени, зокрема тромбофлебіт селезінкової вени, утворення

пухлин, захворювання Меллорі-Вейса, ерозивний гастрит, портальну гіпертензію при деяких захворюваннях печінки та фібринолітичні стану. Кровотеча, як правило, починається внаслідок розриву стінок кровоносної судини.

Якщо кровотечу своєчасно не зупинено, у хворого може статися стрімкий розвиток шоку, який часто закінчується смертю. Для зупинки кровотечі внаслідок розриву судин стравоходу, шлунка та дванадцятипалої кишки використовують цілий ряд маніпуляцій та певні хірургічні втручання, які проводяться як ендоскопічно так і «відкрито». Вибір методу зупинки таких кровотеч в значній мірі залежить від своєчасного та повного діагнозу. Найбільш інформативним серед інших методів діагностики кровотеч цієї ділянки шлунково-кишкового тракту поряд з рентгенографією, томографією, магнітно-резонансною та ультразвуковою діагностикою є езофагогастродуоденоскопія (показує на місце локалізації кровотечі, інтенсивність його, наявність супутніх патологій).

При цьому в невідкладній хірургії ускладненої кровотечею виразкової хвороби серед «відкритих» оперативних втручань перевагу віддають висіченню виразки шлунка в поєднанні з ваготомією і пілоропластиком, у плановій хірургії — економній резекції шлунка в поєднанні з одним з видів ваготомії (органозберігаючі оперативні втручання). Суттєвим недоліком «відкритих» оперативних втручань є тривалий післяопераційний період, загрози ускладнень для пацієнта, як під час операції так і в післяопераційний період.

Розповсюдження фіброволоконної та відеоскопічної техніки сприяло впровадженню ендоскопічних способів припинення кровотечі. Очевидною перевагою цих методів є невелика тривалість маніпуляцій, мінімальна супутня травматичність, короткий післяопераційний період. Сьогодні застосовують ендоскопічну флєбосклерозивну терапію. Виконують також ендovasкулярну селективну емболізацію вен шлунка та стравоходу, внутрішньовенне введення пітуїтрину, яке сприяє зниженню портального тиску. Загальним недоліком цих методик є їх недостатня ефективність та значна кількість рецидивів.

Більш ефективними є сучасні електротермохірургічні технології. Серед них здобули певне поширення монополярна високочастотна коагуляція та аргоноплазмова коагуляція судин, що кровоточать.

Суттєвим недоліком цих методів є неконтрольована глибина коагуляції, надмірна карбонізація та прилипання електроду до місця коагуляції. Як наслідок виникає повторна кровотеча, яка в цілому ряді випадків потребує «відкритого» хірургічного втручання.

Вирішенням цих проблем є біполярна високочастотна коагуляція. Разом з тим на вітчизняному ринку відсутні біполярні зонди в діаметрах від 2,2 мм, як українських, так і провідних іноземних виробників.

Фахівцями Інституту електрозварювання ім. Є.О.Патона НАН України був розроблений біполярний зонд для зварювання судин з використанням фіброволоконної відеоскопічної техніки. Діаметри зонда від 2,2 мм і виготовляються для кожної конкретної марки апарата. Зонд уніфікований для усієї лінійки апаратів високочастотного зварювання, які випускає чи випускав ІЕЗ ім. Є.О.Патона НАН України. Проведені дослідження дозволяють стверджувати про високу ефективність зварювання судин шлунково-кишкового тракту в порівнянні з монополярною високочастотною та аргоноплазмовою коагуляцією.

ИЗМЕНЕНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ВСЛЕДСТВИЕ СЖАТИЯ ЭЛЕКТРОДАМИ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИХ ИНСТРУМЕНТОВ ПРИ СВАРКЕ

Ланкин Ю.Н., Байштрук Е.Н., Романова И.Ю., Осечков П.П.,
Суший Л.Ф., Семикин В.Ф., Соловьев В.Г.

Институт электросварки им. Е.О. Патона НАН Украины, г. Киев

Введение. Электрическая биполярная сварка мягких биологических тканей технологически отличается от биполярной электрокоагуляции прежде всего на порядок большими удельными давлениями электродов электроинструмента на ткань. Так если оптимальные удельные давления на ткань, например, сшивающих аппаратов составляют 1–1.2 кгс/см², то современные биполярные зажимы для электрической сварки имеют рабочий диапазон 4–16 кгс/см², а предпочтительное удельное давление на ткань порядка 7 кгс/см². Такие удельные давления вызывают значительные деформации мягких биологических тканей и, как следствие, существенное изменение их физических характеристик.

Цель. Экспериментальное исследование процессов, протекающих в мягких биологических тканях, и изменения их физических характеристик при сжатии электродами биполярными сварочными инструментами для лучшего понимания физики сварки и использования в математических моделях процесса.

Материалы и методы. Исследования проводились на специально спроектированной лабораторной сварочной установке с регулируемым удельным давлением электродов от 0.16 до 11 кгс/см². Толщина зажатай между электродами ткани измерялась с помощью лазерного датчика перемещения с точностью 10 мкм.

Исследования проводились на свиных и телячьих внутренних органах, взятых не позднее четырех часов после забоя животных. Исследовались: аорта, тонкие кишки, сердечная мышца, поджелудочная железа, печень, легкие.

Измерение полного сопротивления (импеданса) ткани в диапазоне частот от 0.3 до 300 кГц проводилась методом вольтметра – амперметра при токе меньше 5 мА.

Результаты и их обсуждение. Толщина ткани при изменении удельного давления электродов на ткань до 11 кгс/см² в зависимости от органа уменьшается в среднем в 7 раз. Естественно, это приводит к значительным изменениям свойств ткани. Зависимость толщины биологических тканей от удельного давления существенно нелинейная и хорошо описывается экспоненциальным полиномом второго порядка с коэффициентом корреляции больше 0.99.

Поскольку исследуемые ткани на 70–80 % состоят из воды, то логично предположить, что уменьшение толщины ткани при её сжатии в основном определяется вытеснением воды (обезвоживанием). Поскольку концентрация электролитов в воде организма практически неизменна, а сухой остаток тканей практически не электропроводен, удельное сопротивление тканей полностью определяется относительным содержанием воды в них. Следовательно по импедансу ткани и её геометрическим размерам можно судить об относительном содержании воды в сжатой ткани и сопутствующим ему физическим параметрам.

Для модели биологической ткани в виде взвеси непроводящих частиц в проводящей жидкой среде и пренебрежением неоднородностью электрического поля на краях электродов выведены аналитические зависимости, с помощью которых по начальному значению влажности ткани, экспериментальным данным электрического сопротивления и толщины ткани между электродами при сжатии рассчитана влажность, объемы воды и сухого остатка в ткани между электродами, а также её удельное сопротивление в зависимости от удельного давления электродов.

Увеличение напряжения сжатия сопровождается уменьшением: толщины ткани между электродами в 5–20 раз, объема воды в 4–100 раз, сухого остатка в 1.5–13 раз, относительной влажности в 2–6 раз и увеличением удельного сопротивления в 3–15 раз. Общее сопротивление ткани с увеличением напряжения сжатия изменяется менее значительно – сначала падает из-за уменьшения толщины ткани, а затем возрастает вследствие увеличения удельного сопротивления ткани.

Дисперсия импеданса наиболее сильно выражена для ненагруженных тканей в диапазоне частот 0.3–3 кГц. Для частот 3–300 кГц дисперсия импеданса исследованных тканей практически не зависит от приложенного механического напряжения.

Выводы. Электрическая сварка мягких биологических тканей производится при удельном давлении электродов на порядок большем, чем при коагуляции. Существует оптимальное давление электродов, при котором обеспечивается максимальная прочность сварного соединения. При сжатии сварочными электродами мягких биологических тканей происходит их значительные деформация, обезвоживание и изменения физических свойств. Поэтому известные из публикаций физические характеристики, полученные для ненагруженных тканей, абсолютно не пригодны для математического описания и компьютерного моделирования процессов электрической сварки мягких биологических тканей.

ПЕРЕВАГИ ЗАСТОСУВАННЯ ЗВАРЮВАННЯ ТКАНИН В ОНКОХІРУРГІЇ

Бардаков Г.Г.², Зуб В.О.², Лисенко В.М.¹, Крестянов М.Ю.¹,
Цісельський Р.К.²

¹НПАО імені П.Л.Шупика, кафедра хірургії та судинної хірургії;

²Комунальний лікувально-профілактичний заклад

«Чернігівський обласний онкологічний диспансер»

Актуальність. Основним завданням хірурга-онколога під час операції є радикальне видалення злоякісного новоутворення з дотриманням абластики. Лімфодисекція виконується як обов'язковий етап багатьох хірургічних втручань. Поширення пухлини на навколишні органи призводить до необхідності виконання комбінованих операцій. Збільшення обсягу хірургічного втручання призводить до збільшення крововтрати та післяопераційних ускладнень.

Мета роботи: Покращити результати хірургічного лікування онкологічних хворих шляхом застосування апарату для зварювання тканин ЕК 300М1 та визначити оптимальні режими роботи під час виконання різних етапів операції.

Матеріали та методи. В абдомінальному відділенні з урологічними ліжками з квітня 2016 року впроваджено в практику апарат для зварювання тканин ЕК-300М1. З квітня по вересень 2016 року за 6 місяців виконано 479 хірургічних втручань, серед них за допомогою електрозварювання тканин – 197 (41,1%) операцій: нефректотомій – 21, резекцій нирки – 5, орхофунікулектомій – 6, черевно-анальних резекцій прямої кишки – 37, проктектомії – 4, передніх резекцій прямої кишки – 6, резекцій поперечно-ободової кишки – 10, правобічних геміколектомій – 15, лівобічних геміколектомій – 25, обструктивних резекцій товстого кишечника за Гартманом – 15, черевно-промежинних екстирпацій прямої кишки – 13, дистальних субтотальних резекцій шлунка – 27, проксимальних субтотальних резекцій шлунка – 6, холецистектомій – 4, спленектомій – 3, панкреатодуоденальних резекцій – 1. Зі 197 хворих чоловіків – 103 (52,3%), жінок – 94 (47,7%). Вік хворих коливався від 25 до 84 років, середній вік 64 роки. Апарат застосовувався в режими «перекриття» при мобілізації пухлини або лімфодисекції з пересіченням судин від 1 до 4 мм в товщі зв'язок, клітковині або брижі кишечника при потужності 40-60%.

В автоматичному режимі «зварювання» тривалістю 10-15 секунд апарат використовувався для пересічення виділених судин діаметр яких коливався від 5 до 8 мм.

Результати. Операції в черевній порожнині виконувались з дренажанням з метою контролю гемостазу та відведення рідини при лімфодисекції. Дренажі видаляли індивідуально в кожному випадку на 2-7 добу після операції. Кількість рідини по дренажам коливалась від 10 до 700 мл за добу, в середньому 60 мл. Кровотеч з судин, які були заварені за допомогою апарату ЕК 300М1 не було. Оптимальним інструментом для роботи на органах малого тазу в тому числі для лімфодисекції, для мобілізації селезінки, ободової кишки, нирки був затискач посилений 290 мм в режимі «перекриття». При поверхневих мобілізаціях органів в черевній порожнині оптимальним інструментами були посилений затискач-ножиці 210 мм та пінцет ендокринологічний з вигином 150 мм. Для виділених судин діаметром від 5 до 8 мм використовували затискач малий 160 мм та LigaSure Atlas™ 20 cm Hand Switching Open Instrument. Кількість крововтрати під час порожнинних операцій зменшилась більше ніж в 5 разів, становила від 5 до 50 мл. Тривалість хірургічного втручання зменшилась на 20%. Потужність роботи апарату в режимі «перекриття» встановлювалась індивідуально для кожного пацієнта, поступово знижувалась до мінімального рівня, який давав надійний гемостаз.

Висновки.

1. Застосування апарату для зварювання тканин дозволяє хірургу працювати в сухому операційному полі, що покращує візуалізацію тканин.
2. Зварювання тканин забезпечує надійний гемостаз, зменшує крововтрату під час операції до 10-50 мл.
3. Кожний етап операції виконується одним інструментом, що зменшує кількість рухів хірурга в операційному полі, зменшує тривалість операції в середньому на 20%.
4. Під час операції зменшується кількість шовного матеріалу та хірургічних серветок.
5. Видалення злоякісної пухлини за допомогою апарату для зварювання тканин забезпечує адекватну абластику під час операції.

СУЧАСНИЙ СТАН ТА ПЕРСПЕКТИВИ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ В УКРАЇНІ

Максименко В.Б.

НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, факультет біомедичної інженерії

Біомедична інженерія (далі БМІ) – вивчає і розробляє технічні та штучні біологічні об'єкти, а також технології їх виробництва і експлуатації, контролю якості і сертифікації для безпечного застосування в будь яких галузях біології і медицині, досліджує їх взаємодію з живими організмами.

Це міждисциплінарна галузь освіти, яка поєднує інженерію і науки про життя, охоплює діяльність широкого спектру: від безпосереднього клінічного застосування до довгострокових фундаментальних досліджень природних та штучних біомедичних об'єктів.

Головною причиною бурхливого розвитку БМІ є стандарти якості, розвиненої ринкової економіки та високі вимоги до конкурентної спроможності медичних виробів і технологій. Головна ознака якості – це максимальна відповідність кінцевого результату інтересам замовника. Саме тому, лікарі започаткували напрямок БМІ, залучивши до вирішення медичних проблем провідні технічні університети.

У в найближчі 30 років, науки про життя будуть головним трендом 6-го економічного укладу розвинених країн. Сьогодні розробка матеріалів медичного призначення, виробів з них та медичної техніки, а також біоінженерних медичних технологій є одним із основних напрямів економічної політики країн, які мають на меті підвищення стандарту життя населення і трансформації економіки, науки і техніки в соціальну сферу.

Галузь БМІ сьогодні посідає чільне місце за впливом на економіку Європи. БМІ потребує напружених освітянських зусиль для забезпечення її необхідним кадровим ресурсом. Це пов'язано, також, із постійними темпами пропорційного зростання потреби у біомедичних інженерах в країнах, які щойно приєдналися до Євросоюзу чи планують увійти до нього найближчим часом.

У 2004 р., вперше в Україні, науково-освітній напрям БМІ започаткований в НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського». В 2016 р. завершилось формування законодавчо-нормативної бази цього напрямку, введенням освітньої спеціальності та внесенням БМІ до Національного класифікатора професій. Вже понад 11 ВНЗ в різних регіонах України навчають біомедичних інженерів. Практично всі випускники працевлаштовані за фахом і попит на них щороку зростає. Це свідчить про зародження в Державі нового, шостого економічного укладу, хоча все ще в економіці переважають 3-й і 4-й.

Виходячи з досвіду Європейських країн можна стверджувати, що розвиток БМІ в Україні – є стратегічним напрямком зміцнення економіки держави, підвищення ефективності вітчизняного медичного виробництва і охорони здоров'я, відкриття принципово нової наукової сфери.

ПЕРСПЕКТИВИ ЗАСТОСУВАННЯ КОНВЕКЦІЙНО-ІНФРАЧЕРВОНИХ ПОТОКІВ У ВІЙСЬКОВО-ПОЛЬОВІЙ ХІРУРГІЇ

Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.^{1,2}, Максименко В.Б.¹

¹НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, Київ;

²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, Київ

Сучасна хірургічна патологія, яка пов'язана зі збройними конфліктами має цілий ряд особливостей. Перш за все це пов'язано з широким застосуванням протибалістичного захисту. Це зменшує кількість смертельних поранень, але збільшує кількість поранень в кінцівки. Кульові та осколкові поранення як правило супроводжуються інфікуванням рани.

Хірургічна допомога при таких пораненнях вимагає проведення оперативних втручань на різних етапах надання медичної допомоги. При наданні першої лікарської допомоги у випадку вогнепального поранення головними завданнями є зупинка кровотечі, видалення нежиттєздатних тканин, санація інфекційно забрудненої рани. Поранені поступають на різних стадіях розвитку інфекційного процесу в рані. Це потребує індивідуального підходу до надання допомоги та санації рани.

На інших етапах надання допомоги традиційно направлена на відновлення анатомічної цілісності пораненої частини тіла та відновлення її функцій. Часто такі операції виконуються тільки при завершенні активного інфекційного процесу в рані.

Поширені хірургічні технології мають ряд недоліків. Серед головних це тривалий час лікування, інфекційні ускладнення та неможливість відновлення втрачених функцій. Серед інших недоліків можна назвати необхідність проведення повторних оперативних втручань, відтермінування реконструктивно-відновлювальної фази лікування від моменту надання першої лікарської допомоги, значний процент інвалідизації та тривалий процес реабілітації пацієнта. Фахівцями Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України розроблені багатофункціональні електротермохірургічні апарати, які покликані вирішити ці проблеми.

Застосування технології високочастотного зварювання та конвекційно-інфрачервоної обробки тканин, які розроблені в ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України дозволяють ефективно видалити нежиттєздатні тканини в рані, зупинити кровотечу незалежно від її джерела, включно кровотечі з губчастих кісток, та зробити рану стерильною. Це суттєво скорочує час оперативного втручання та зменшує післяоперативний період. Також суттєво зменшується процент інвалідизації поранених та скорочується період післяраневої реабілітації. Така апаратура є також ефективною для оперативних втручань при дорожньо-транспортних та виробничих аваріях, природних катастрофах чи будь-яких інших інфекційно ускладнених патологіях.

РЕГЕНЕРАЦІЯ ОРГАНІВ НЕРВОВОЇ СИСТЕМИ ЗА УМОВ ПОШКОДЖЕННЯ ТА ВИКОРИСТАННЯ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНОЇ ТЕХНОЛОГІЇ

Корсак А.В.¹, Чайковський Ю.Б.¹, Ліходієвський В.В.¹, Чухрай С.М.¹,
Маринський Г.С.², Чернець О.В.², Лопаткіна К.Г.², Васильченко В.А.²,
Сидоренко Д.Ф.², Буряк Ю.З.², Сердюк В.К.²

¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ;

²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ

Актуальність. Вперше розроблена експериментальна модель хірургічного втручання при травмі периферійного нерва, що передбачає використання мінімальної кількості швів та практично безшовне з'єднання дистального та проксимального відрізків травмованого нерву під час операції по відновленню анатомічної цілісності нервового стовбура за допомогою високо-частотного електрохірургічного інструменту в режимі зварювання.

Мета. Розробка концепції патоморфогенетично обґрунтованих способів стимуляції регенерації нервового стовбура та його сегментарних центрів за умов застосування електрозварювальної технології.

Матеріали і методи. Експериментальні дослідження були проведені на 125 білих щурах вагою 150-200 г. Всіх тварин, що були використані в роботі, утримували у стандартних умовах віварію (в одному приміщенні, на стандартному брикетованому харчуванні).

Експериментальні тварини були розподілені на 3 групи.

Перша група (I) «псевдооперовані» тварини (5 щурів), показники будови яких були використані для оцінки відновлення травмованих нервів (контроль).

Друга група (II) – 60 щурів, яким була відтворена стандартна травма периферійного нерва, відновлення цілісності нервового стовбуру проводилось за допомогою епіневрального шва.

Третя група (III) – 60 щурів, яким була відтворена стандартна травма периферійного нерва, відновлення цілісності нервового стовбуру проводилось за допомогою електрохірургічного інструменту в режимі зварювання.

Досліджували регенераційні неврони з прилеглими відрізками (центральною, або проксимальною і периферійною, або дистальною) ушкодженого сідничого нерва та його сегментарні центри (спинний мозок, спинномозковий ганглії рівня L5) одразу після впливу, через 1, 3, 7 діб та 3, 6, 12 тижнів після оперативного втручання на периферійному нерві. Було використано загальногістологічні, нейрогістологічні, електронномікроскопічні, імуногістохімічні та морфометричні методи дослідження.

Результати. Застосування нової методики оперативного лікування травми периферійного нерва із застосуванням електрозварювальної технології забезпечує появу менш виражених реактивних змін чутливих та рухових нейронів, сприяє відтворенню герметичного ніжного епіневрального (сполучнотканинного) рубця в ділянці з'єднання кінців ушкодженого епіневрію, що запобігає розходженню аксонів та забезпечує їх оптимальну орієнтацію, а також попереджує появу грубої сполучної тканини (фіброзу) в ділянці травми, що обумовлює зменшення перешкод на шляху росту аксонів.

Висновки. Концепція механізмів стимуляції відновлення пошкодженого периферійного нерва та структурних елементів рефлекторної дуги (спинний мозок, спинномозковий ганглії) полягає у високій здатності до виживання чутливих та рухових нейронів сегментарних центрів, прискореній та повній невротизації периферійного відрізка травмованого нервового стовбура що обумовлено використанням під час оперативного втручання електрохірургічного інструменту в режимі зварювання. Відсутність пошкоджуючої дії від застосування високочастотного електрохірургічного інструмента дає змогу рекомендувати цей метод для розробки нових схем оперативних втручань на органах нервової системи.

ЗМІНИ СТРУКТУРИ І УТВОРЕННЯ ЕЛЕКТРОЗВАРНОГО З'ЄДНАННЯ ШЛУНКУ ТА ТОНКОЇ КИШКИ

Подпрятів С.Є.^{1,2}, Гичка С.Г.², Подпрятів С.С.^{1,2}, Маринський Г.С.³,
Чернець О.В.³, Ткаченко В.А.³, Грабовський Д.А.³, Лопаткіна К.Г.³, Ткаченко С.В.³,
Буряк Ю.З.³, Сердюк В.К.³

¹Київський міський центр електрозварювальної хірургії,

²Київська міська клінічна лікарня №1,

³ІЕЗ ім. Є.О.Патона НАН України, м. Київ

Актуальність теми. Розвиток електрохірургічного зварювального обладнання для виконання різних хірургічних втручань потребує детального дослідження змін структури тканин, які утворюють електрозварне з'єднання, відповідно до характеристик електричного струму.

Мета роботи: вивчення характеру і послідовності змін структури тканин стінки шлунку та тонкої кишки при проходженні імпульсного та безперервного електричного струму високої частоти (ВЧ).

Матеріал та методи. Дослідження проведені в умовах спеціалізованої лабораторії ІЕЗ ім. Є.О. Патона на стінках шлунку та тонкої кишки свині через 10-16 годин після забою тварини.

Результати та обговорення. Дія одного імпульсу напруги спричиняла в стінках шлунку та кишки незначну денатурацію колагенових волокон, розташованих субсерозно, часткове пошкодження слизової оболонки, набряк та розширення сполучнотканинних перетинок м'язової оболонки.

В м'язовій оболонці встановлено коагуляційний некроз окремих гладеньком'язових клітин і фібробластів, однак, контури клітин та їх ядер залишились не ушкодженими.

Дія двох імпульсів напруги однакової із попереднім експериментом величини викликала вже не часткову, а повну руйнацію слизової оболонки. Також за типом коагуляційного некрозу змінились не окремі, а всі колагенові та гладеньком'язові волокна в ділянці накладення електродів. Відмічена деформація жмутьків м'язових волокон впоперек до площини електродів, в окремих місцях наявна деструкція гладеньком'язових волокон.

Після подачі дев'яти імпульсів напруги утворювались щільні з'єднання колагенових та гладеньком'язових волокон, однак, зберігались контури ядер.

Після дії двадцяти імпульсів напруги виникав коагуляційний некроз гладеньком'язових та колагенових волокон і утворювалось щільне з'єднання стінок шлунку та кишки. При цьому в частині гладеньком'язових волокон спостерігали контури ядер, а в товщі тканини, між залишків гладеньком'язових волокон, виявляли невеликі порожнини.

Після впливу 35 імпульсів напруги утворювався однорідний, міцний, тонкий електрозварний шов, який складався з коагульованих колагенових і гладеньком'язових волокон.

Можливе також отримання однорідного електрозварного шва після впливу двадцяти імпульсів напруги та подальшої постійної подачі ВЧ напруги впродовж фіксованого часу. При цьому жмутьки гладеньком'язових волокон у шві зазнавали повної деструкції і зливались з коагульованими колагеновими волокнами.

Морфологічні ознаки дії ВЧ струму відмічені на відстані до 1 мм від краю електрода.

Висновки. Таким чином, в результаті впливу серії електричних ВЧ імпульсів за відповідним алгоритмом утворюється надійне з'єднання біологічних тканин або електрозварний шов, в якому відсутні ділянки некрозу. Такий шов має власну структуру.

Електрозварне з'єднання шлунку та тонкої кишки полягає в руйнації та зникненні слизової оболонки, сполучної тканини та мембран, злитті колагенових волокон і гладеньком'язових клітин з втратою ними власної структури та утворенням однорідного електрозварного шва. Перші дві складові електрозварного з'єднання відбуваються одночасно, але незалежно одна від одної.

Навколо якісного електрозварного шва недеструктивні зміни тканин поширюються на відстань не більше 1 мм за межі накладення електродів.

ТЕРМОГРАФІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ГРАДІЄНТА ТЕМПЕРАТУР НА ПОВЕРХНІ СЕРЦЯ

Максименко В.Б., Шликов В.В., Данілова В.А., Іванова Г.В.

ДУНІ «ССХ» ім. М.М. Амосова, м. Київ;

НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, м. Київ

Запропоновано методику оцінки градієнту температур на поверхні серця для виділення русла коронарних судин на поверхні міокарда при проведенні гіпо- та гіпертермії.

Інструменти та матеріали. Для реєстрації розподілення температури на поверхні серця застосовувався тепловізор Flir ThermoCam E300, що дозволяв виміряти температуру в діапазоні від -20°C до 130°C з точністю до $0,1^{\circ}\text{C}$. В експериментах використовувалося серце свині, в яке для виконання гіпо- та гіпертермії були канюльовані коронарні судини в області артеріального клапана серця. Для контролю температури перфузійного розчину та навколишнього середовища (операційного поля) використовувався пірометр Optris MS Plus, який дозволяє виміряти температуру в діапазоні від -32°C до 230°C з точністю до $0,5^{\circ}\text{C}$. Відстань між об'єктом дослідження – серцем і приладом для вимірювання температури – тепловізором складала $L = 20 - 25\text{см}$, а вага серця $M = 500\text{ г}$.

Хід експерименту. При підготовці серця свині до проведення термографічних вимірювань воно було обкладене кригою і рівномірно охолоджене до температури 6°C . Температура охолодженого серця становила $T_{\text{heart1}} = 6^{\circ}\text{C}$, а температура навколишнього середовища $T_{\text{ext}} = 19^{\circ}\text{C}$. Спочатку перфузійний розчин вводився в коронарні артерії при температурі $T_{\text{liq1}} = 36^{\circ}\text{C}$ за допомогою шприца та канюлей. При цьому послідовно реєструвались тепловізійні зображення міокарда за допомогою тепловізора Flir ThermoCam E300. Градієнт температур між перфузійною речовиною і середовищем в експерименті склала $T_{\text{liq1}} - T_{\text{ext}} = 36 - 19 = 17^{\circ}\text{C}$. Градієнт температур між серцем та навколишнім середовищем при максимально охолодженому серці складав $T_{\text{heart1}} - T_{\text{ext}} = 6 - 19 = 13^{\circ}\text{C}$, а після зігрівання серця до температури $T_{\text{heart2}} = 22^{\circ}\text{C}$ складав відповідно $T_{\text{heart2}} - T_{\text{ext}} = 22 - 19 = 3^{\circ}\text{C}$.

Далі досліджувався розподіл температур на поверхні міокарда при охолодженні серця від температури серця $T_{\text{heart4}} = 18^{\circ}\text{C}$ до температури $T_{\text{heart5}} = 13^{\circ}\text{C}$ за допомогою прокачування перфузійної рідини, яка була охолоджена до температури $T_{\text{liq3}} = 5^{\circ}\text{C}$. Градієнт температури між міокардом і навколишнім середовищем для зігрітого серця склав $T_{\text{heart4}} - T_{\text{ext}} = 18 - 19 = 1^{\circ}\text{C}$, а після охолодження до температури $T_{\text{heart5}} = 13^{\circ}\text{C}$ відповідно $T_{\text{heart5}} - T_{\text{ext}} = 13 - 19 = 6^{\circ}\text{C}$. При цьому градієнт температур між перфузійною рідиною та середовищем склав $T_{\text{liq3}} - T_{\text{ext}} = 5 - 19 = 14^{\circ}\text{C}$.

Враховуючи, що точність вимірів температур тепловізором $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$, величина градієнта температури більша за 1°C дозволяє достовірно визначити ділянки міокарда з неоднорідним розподіленням температури. Для виділення контурів судин на термографічному зображенні найбільш оптимальним є часовий інтервал, який відповідає початковому етапу процесу передачі тепла від перфузійного розчину в міокард.

Висновки. Розподілення температури на поверхні серця при гіпо- та гіпертермії дозволяє за допомогою термографії визначити русло коронарних судин тільки при достатньому градієнті температури між температурою серця та навколишнім середовищем. При точності вимірювання тепловізором $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ для достовірного визначення головного русла коронарної артерії необхідно забезпечити градієнт температур не менше 10°C . При цьому для контрастного визначення контурів коронарних судин необхідно забезпечити градієнт температур між перфузійним розчином та навколишнім середовищем не менше 10°C при гіпотермії і не менше 20°C при гіпотермії.

ДОСВІД ЗАСТОСУВАННЯ АПАРАТА ЕК-300М1 В ОНКОГІНЕКОЛОГІЇ

Шень Ю.М.², Зуб В.О.², Крестянов М.Ю.¹, Бардаков Г.Г.², Лисенко В.М.¹

¹ НМАПО імені П.Л.Шупика, кафедра хірургії та судинної хірургії, м. Київ;

² Комунальний лікувально-профілактичний заклад
«Чернігівський обласний онкологічний диспансер»

Актуальність. Надійний гемостаз при операціях на органах малого тазу є одним з ключових моментів лікування онкогінекологічної патології. Лімфодисекція виконується як обов'язковий етап розширених операцій на органах малого тазу. Збільшення обсягу хірургічного втручання призводить до збільшення крововтрати, кількості післяопераційних ускладнень та тривалого перебування пацієнтки в стаціонарі.

Мета роботи: Покращити результати лікування онкогінекологічних хворих шляхом застосування апарату для зварювання тканин ЕК 300М1.

Матеріали та методи. В гінекологічному з квітня 2016 року впроваджено в практику апарат для зварювання тканин ЕК-300М1. З квітня по вересень 2016 року за 6 місяців виконано **398** хірургічних втручань, серед них за допомогою електрозварювання тканин – **197** (49,5%) операцій: абдомінальним доступом: пангістеректомій – 112, розширених пангістеретомії за Вертгеймом – 22, надпихових ампутацій матки з додатками – 10, аднексектомій – 8, консервативних міомектомій – 9, евісцерацій малого тазу – 2, трансвагінальним доступом: пангістеректомій – 15, консервативних міомектомій – 2, лапароскопічним доступом: пангістеректомій – 2, аднексектомій – 15. Вік хворих коливався від 23 до 74 років, середній вік – 56 років. Апарат застосовувався в режими «перекриття» при мобілізації пухлини або лімфодисекції з пересіченням судин від 1 до 5 мм в товщі зв'язок та клітковині при потужності 40-60% та експозицією 2-3 секунди з наступним пересіченням ножицями. Основним інструментом для відкритої хірургії був затискач-ножиці довжиною 210 мм, для лапароскопічної хірургії використовували затискач лапароскопічний LigaSure™ Dolphin Tip довжиною 37 см з адаптером або біполярний затискач STERCK 5 мм з наступним розсіченням тканин в монополярному режимі. Для лімфодисекції в малому тазі використовували затискач посилений гінекологічний довжиною 290 мм.

Результати. Тривалість операції абдомінальним доступом становила від 30 до 65 хвилин, трансвагінальним доступом – від 30 до 50 хвилин, що на 30% менше у порівнянні з минулим періодом до застосування біозварки. Значно зменшилась крововтрата під час операції до 5–40 мл. В післяопераційному періоді не зафіксовано кровотеч після застосування апарату для зварювання тканин. Середній ліжко-день зменшився на 18,2% з 14,3 до 11,7 ліжко-днів.

Зафіксовано 7 випадків кукситу з прорізанням швів на куксі піхви після розсічення стінки піхви в режимі «перекриття».

Висновки.

Застосування апарату для зварювання тканин на органах малого тазу дає надійний гемостаз, зменшує крововтрату до 5–40 мл, тривалість операції на 30%, перебування хворих на ліжку на 18,2%.

Під час зварювання тканин в порожнині малого тазу не залишається лігатур, що унеможливорює розвиток лігатурних нориць. Видалення злоякісної пухлини за допомогою апарату для зварювання тканин забезпечує адекватну абластику під час операції. В післяопераційному періоді відбувається зменшення больового синдрому.

АСПЕКТИ ЛІКУВАННЯ ПАЦІЄНТІВ З ПОЄДНАНОЮ ТОРАКО-КРАНІАЛЬНОЮ ТРАВМОЮ НА ТРЕТИННОМУ ЕТАПІ НАДАННЯ ДОПОМОГИ

Калабуха І.А.², Гур'єв С.О.¹, Маєтний Є.М.², Хмель В.В.^{1,2}

¹ДЗ «Український науково-практичний центр екстреної медичної допомоги та медицини катастроф МОЗ України», м. Київ;

²ДУ «Національний інститут фізіатрії і пульмонології ім. Ф.Г. Яновського НАМН України», м. Київ

Викладено дані дослідження лікувально-діагностичного процесу 254 пацієнтів із закритою травмою грудної клітки на третинному етапі надання медичної допомоги.

Мета дослідження: підвищення ефективності лікування пацієнтів з поєднаною черепно-мозковою травмою та пошкодженнями грудної клітки на третинному етапі надання допомоги шляхом застосування низькотемпературної високочастотної коагуляції для біологічного зварювання при виконанні оперативних втручань.

Матеріали і методи досліджень. Було обстежено 254 випадків, з них 178 пацієнтів з поєднаною торако-краніальною травмою склали дослідну групу, а 76 пацієнтів з ізольованою закритою травмою грудної клітки – контрольну, які перебували у відділенні політравми КМКЛ ШМД, протягом 2012-2013 рр. З них 27 постраждалих було прооперовано відеоторакоскопічно в умовах 1 хірургічного відділення ДУ «Національний Інститут фізіатрії і пульмонології ім.Ф.Г. Яновського НАМН України» з приводу закритої травми грудної клітки, ускладненої утворенням згорнутого гемотораксу та посттравматичного гемоплевриту, з видаленням сторонніх тіл (уламків ребер) плевральної порожнини. В усіх випадках відеоторакоскопічних втручань плевральну порожнину було адекватно дреновано та сановано, проведено ендоскопічний адгезіоліз та вісцероліз із видаленням згорнутого гемотораксу зварювальним коагулятором ЕК300М1 у режимі «ЗВАРЮВАННЯ», частковою резекцією виступаючих реберних уламків у режимі «ПЕРЕКРИТТЯ»..

Результати досліджень та їх обговорення.

Статистичний аналіз дозволив виявити прямий стійкий кореляційний зв'язок між наявністю ураження головного мозку та недиагностованими внутрішньогрудними пошкодженнями, що мало місце у 33,8%.

Встановлено зростання частоти виникнення ускладнень з боку плевральної порожнини за більш тривалого передопераційного лікування на 12%. Встановлено прямий кореляційний зв'язок тривалого передопераційного лікування та тривалості оперативного втручання.

Встановлено ефективність застосування відеоторакоскопічних оперативних втручань при ліквідації згорнутого гемотораксу в ранні строки після травми, оскільки це дозволяє провести адекватну санацію плевральної порожнини, виявити та усунути недиагностовані внутрішньогрудні пошкодження, запобігти розвитку гострої емпієми. Встановлено доцільність застосування в ході відеоторакоскопічних оперативних втручань електрохірургічного зварювального комплексу ЕК300М1 у режимі «ЗВАРЮВАННЯ» та «ПЕРЕКРИТТЯ», оскільки це дає змогу оптимізувати контроль гемостазу та герметичності легені в ураженій половині грудної клітки.

Висновки

1. Поєднана травма погіршує можливості своєчасної діагностики внутрішньогрудних уражень.
2. Застосування відеоторакоскопічних втручань дозволяє провести адекватну діагностику внутрішньогрудних пошкоджень та адекватне дронування плевральної порожнини.
3. Для відеоторакоскопічного видалення згорнутого гемотораксу оптимальним терміном є перші 5 діб після отримання травми.
4. Залучення ЕК300М1 є доцільним при відеоторакоскопічному лікуванні ускладненої закритої травми грудної клітки.

РОЛЬ ЭЛЕКТРОХИРУРГИИ В РАЗВИТИИ МЕДИЦИНЫ

Музыченко П.Ф., Черняк В.А.

Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, г. Киев

В данной работе представлен обзор литературных источников по проблеме электрохирургии. Авторами прослежен многолетний путь развития и внедрения новых технологий оперативного лечения пациентов с применением электрической энергии от изначальных времен, когда были разработаны первые аппараты для получения электричества, до современных устройств для электрохирургии. В статье отмечены как положительные факторы электрохирургии, так указаны и ее недостатки, которые обусловлены, прежде всего, недостаточным, на сегодняшний день, уровнем изучения воздействия электроэнергии на организм человека в целом, так и на клеточные структуры в зоне воздействия электрического тока. К решению поставленных проблем необходимо привлечь специалистов из разных областей науки – и, в первую очередь, инженеров электротехников, биологов, биофизиков и врачей разных специальностей.

СТЕНДОВІ ДОПОВІДІ

СПОСТЕРЕЖЕННЯ У ВІДДАЛЕНИЙ ПЕРІОД ХВОРИХ НА РАК ГОРТАНІ, ЯКІ ПІДЛЯГАЛИ ОПЕРАТИВНОМУ ВТРУЧАННЮ З ВИКОРИСТАННЯМ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ

Абизов Р.А., Онищенко Ю.І., Божко Н.В.

НМАПО імені П.Л. Шупика, м. Київ

Функціонально-ощадливі і реконструктивно-відновлювальні операції при раку гортані використовують на ранніх стадіях захворювання. Ці види втручань мають наслідувати ціль збереження або відновлення основних функцій гортані: дихальної, роздільної та голосової. Існуючі методики оощадливих оперативних втручань, незважаючи на досягнуті успіхи та вдосконалення їх техніки, мають певні недоліки: тривалий час або багатоетапність оперативного втручання, використання стороннього матеріалу при реконструкції гортані, значну коштовність обладнання, що використовується під час операції. Одним з варіантів вдосконалення техніки оперативного втручання для максимального збереження функціональної активності органа є використання електрозварювальних технологій.

Проведено спостереження 87 хворих раком гортані I-II стадій серединної локалізації, що проходили лікування в клініці кафедри оториноларингології Національної медичної академії імені П. Л. Шупика за період з 2004 по 2013 рр. та підлягали радикальному оперативному втручання в об'ємі хордектомії. Хворі були розподілені на 2 групи: основну групу становили: 43 пацієнти (3 жінки, та 40 чоловіків) та контрольну групу – 44 хворих (1 жінка, 43 чоловіки). Групи порівнянні за статтю, віком, патологією. Всім хворим були проведені стандартні загальноклінічні імунологічні обстеження, відеоларингоскопія, стробоскопія, фоніатричне обстеження. Аналіз результатів дослідження доводить, що запропонована методика виконання хордектомії з використанням ВЧ-електрозварювання дозволяє швидко та безкровно розділяти м'які тканини. Зменшення загальної тривалості операції в решті решт зменшує час знаходження хворого під дією засобів для наркозу. Тривалість хірургічного втручання в основній групі складала $54,88 \pm 1,34$ хв., операція за стандартною методикою – $66,59 \pm 2,0$ хв., ($p < 0,05$). Інтраопераційна крововтрата в основній групі склала $24,19 \pm 1,26$ мл. в контрольній групі – $39,32 \pm 1,29$ мл., ($p < 0,05$). Хворі, які прооперовані за допомогою електрозварювального апарата, знаходилися на стаціонарному лікуванні $10,04 \pm 0,47$ днів, в контрольній $13,37 \pm 0,95$ днів ($p < 0,05$). Це дозволяє своєчасно почати наступні етапи комбінованого лікування та фонопедичну реабілітацію. Проведено аналіз віддалених результатів лікування: виникнення рецидивів в контрольній групі спостерігалось у 3 хворих (5,45%), в основній групі -1 (1,92%) випадок. В контрольній групі поява метастазів виявлена в 1 випадку (1,82%), в основній групі метастатичних уражень виявлено не було. Летальність до року в основній та контрольній групах однакова і дорівнює 5 %.

АНАЛИЗ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ БОЛЬНЫХ РАКОМ ВУЛЬВЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА СВАРКИ ТКАНЕЙ АППАРАТОМ «ЭЛЕКТРОКОАГУЛЯТОР ВЫСОКОЧАСТОТНЫЙ ЕК-300М1» В ОТДЕЛЕНИИ ГИНЕКОЛОГИИ КОД ДОС ЗА ПЕРИОД 2010-2015ГОДЫ

Балашова О.И., Шляхова Е.В., Крекнин Д.А., Дьякова В.Н., Мурзина В.В.,
Кравченко А.В., Коваленко В.В.

КУ «Клинический онкологический диспансер» Днепропетровского облсовета, г. Днепр

Резюме. В докладе приводится анализ применения методики электросварки тканей аппаратом «Электрокоагулятор высокочастотный ЕК-300М1».

Преимущества метода. Рак вульвы является одной из редких опухолей женской половой сферы. Распространенность в мире колеблется от 2 до 3,2 на 100 тыс. женского населения. В Украине за последние 10 лет отмечен рост данной патологии. Этот показатель вырос до 2,7 на 100 тыс. женского населения. Диагноз рак вульвы - прерогатива пожилого контингента женщин. Так 80% случаев приходится на возраст старше 55 лет, 30% женщин старше 75 лет. Основным методом лечения больных с раком вульвы является хирургический, который может использоваться как самостоятельный, при ранних стадиях, так и в составе комбинированной терапии местнораспространенного рака вульвы.

При хирургическом лечении больных раком вульвы используют три вида оперативного вмешательства: простая, радикальная вульвэктомия и расширенная вульвэктомия с паховобедренной лимфаденэктомией.

Цель работы: проанализировать эффективность и целесообразность метода электросварки тканей аппаратом «Электрокоагулятор высокочастотный ЕК-300М1» при хирургическом лечении рака вульвы.

Материалы и методы: В отделении гинекологии клинического онкологического диспансера ДООС с 2010 по 2015 гг. прооперировано 109 пациенток с раком вульвы. В 2010 – 21; 2011 – 17; 2012 – 20; в 2013 - 13, 2014 -27, в 2015 – 11 пациенток. Средний возраст пациенток составил 71 год. Самая молодая 1976 г/р., самая возрастная 1928г/р.

Для хирургического лечения рака вульвы традиционно применяется электрохирургический метод.

С 2013г. в отделении внедрена методика электросварки тканей аппаратом «Электрокоагулятор высокочастотный ЕК-300М1».

Средняя продолжительность операции 2010-2012гг. (без использования аппарата) составила для радикальной вульвэктомии 50 мин. И для расширенной 2 часа 10 мин.

С момента применения аппарата (2013-2015гг.) радикальная вульвэктомия в среднем длилась 35 мин. Расширенная - 1 час 30 мин. соответственно.

Средний объем кровопотери при радикальной вульвэктомии без использования аппарата составил 60мл. и при расширенной 90мл.

С использованием оборудования удалось сократить интраоперационную кровопотерю при радикальной вульвэктомии до 40мл. в среднем и при расширенной до 60мл.

Заметно сократились сроки заживления послеоперационных ран.

Также с успехом данная методика используется при выполнении оментэктомии, висцеролизе тканей, лимфаденэктомиях всех видов генитального рака.

Выводы:

Метод применения электросварки тканей позволяет сократить время операции и объем интраоперационной кровопотери, что безусловно свидетельствует об эффективности применения аппарата в практике онкогинеколога.

Уменьшение сроков заживления послеоперационных ран несомненно улучшает качество жизни пациенток.

ЭЛЕКТРОСВАРОЧНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ПРИ ОРГАНОСОХРАНЯЮЩИХ ОПЕРАЦИЯХ НА СЕЛЕЗЁНКЕ

Ганжий В.В., Кравец Н.С.

*Запорожский государственный медицинский университет,
кафедра общей хирургии с уходом за больными, г. Запорожье*

Цель: Изучить эффективность биологической сварки тканей при органосохраняющих операциях на селезёнке.

Материал и методы: Под нашим наблюдением находилось 38 (100%) пострадавших с повреждениями селезёнки. Возраст больных составил $54 \pm 0,7$. Причиной повреждения селезёнки у 19 больных явились ДТП (50%), бытовая травма у 14 (37%), производственная у 5 (13%).

Дефицит ОЦК до 10% диагностирован - у 12 (32%) пострадавших, 11-20% - у 14 (37%), 21-30 - у 8 (21%), более 30% - у 4 (10%).

Всем больным производились стандартные клиничко-биохимические исследования, ультразвуковое исследование, лапароцентез, лапароскопию, компьютерную томографию.

Кранио-абдоминальная травма диагностирована – у 9 (23%) больных, торако-абдоминальная - у 14 (37%), скелетно-абдоминальная – у 12 (32%). Абдоминальная травма с повреждением более трёх анатомо-функциональных областей диагностирована 3 (8%) потерпевших. .

Под многокомпонентным эндотрахеальным наркозом. производилась лапаротомия. Разрыв верхнего полюса селезёнки диагностирован у 8 (21%) больных, нижнего – у 6 (16%), ворот селезёнки 5 (13%), разможжение – у 6 (16%), диафрагмальной поверхности – у 9 (24%), висцеральной – у 4 (10%).

Результаты и их обсуждение:

После проведения лапаротомии если объём кровопотери составлял 1000 мл и более производилась реинфузия крови. Селезёнка выделялась в операционную рану. Определяли объём повреждения. С помощью аппарата электросварки производили гемостаз. Коагуляцию сосудов в ране селезёнки произведено – у 18 (47%) больных, проксимальную резекцию- 7 (19%), дистальную резекцию-у 5 (13%), субтотальную резекцию – у 8 (21%).

Во время проведения оперативного вмешательства мы не используем лигатур. Гемостаз на селезёночной артерии и вене достигается аппаратом биологической сварки в режиме сваривания.

Диссекцию паренхимы селезёнки также осуществляем в режиме коагуляции и сваривания.

Длительность оперативного вмешательства на селезёнке составила 21 ± 3 минуты. Осложнений в послеоперационном периоде не наблюдалось.

Таким образом использование электросварочных технологий при травме селезёнки позволило: 1) сократить время оперативного вмешательства; 2) отказаться от лигатурного гемостаза; 3)увеличить количество органосохраняющих оперативных вмешательств, что позволило уменьшить количество осложнений и летальность.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕМПЕРАТУРЫ И МЕХАНИЧЕСКИХ НАПРЯЖЕНИЙ ПРИ ОФТАЛЬМОЛОГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЯХ

Драгомирецкий Н.Я., Лебедев А.В.

НТУУ «КПИ» им. И. Сикорского, г. Киев

Институт электросварки им. Е.О. Патона НАН Украины совместно с Институтом глазных болезней и тканевой терапии им. В.П. Филатова НАМН Украины разработали способы применения высокочастотной электросварки при операциях внутри глаза. Сварка выполняется электродами диаметром менее 1 мм. При таких небольших размерах сложно или невозможно

измерить температуру и механические напряжения. Поэтому нами были разработаны модели в среде Abaqus Student Edition. Важным преимуществом моделирования является уменьшение количества исследований на лабораторных животных. Целью моделирования являлось нахождение данных, которые можно использовать для проведения реальных операций при резекции меланомы и приварке сетчатки. В процессе исследования были созданы модели зависимостей температуры от электрического напряжения и времени сварки в зоне сварки и зоне контакта электрода с биологической тканью при приваривании сетчатки к склере, зависимость механической нагрузки от электрического напряжения и времени сварки в зоне сварки и зоне контакта электрода при приваривании сетчатки к склере, модель зависимости механической нагрузки электрода на ткани глаза от модуля упругости сетчатки, модели зависимостей температуры от электрического напряжения и времени сварки в зоне сварки и под электродом с учетом охлаждения электрода внутриглазной жидкостью при приварке сетчатки, модель зависимости температуры от электрического напряжения и времени сварки при резекции меланомы хориоидеи, модель зависимости механической нагрузки от электрического напряжения и времени сварки при резекции меланомы хориоидеи, модель зависимости механической нагрузки и деформации опухолевой ткани от усилия нажатия на электрод. Полученные результаты позволяют оптимизировать конструкции инструмента и режимы сварки.

ЗВАРЮВАЛЬНІ ТЕХНОЛОГІЇ В ЛІКУВАННІ ПОСТРАЖДАЛИХ В АТО З УСКЛАДНЕНИМИ ПРОНИКАЮЧИМИ ПОРАНЕННЯМИ ГРУДНОЇ КЛІТКИ НА ТРЕТИННОМУ ЕТАПІ НАДАННЯ ДОПОМОГИ

Калабуха І.А., Хмель В.В., Маєтний Є.М.

*ДУ «Національний інститут фізіатрії і пульмонології
ім. Ф.Г. Яновського НАМН України», м. Київ*

Викладено дані дослідження результатів обстеження та лікування 34 поранених з ускладненими проникаючими пораненнями грудної клітки на третинному етапі надання допомоги із застосуванням зварювальних технологій.

Мета дослідження: підвищення ефективності лікування постраждалих з ускладненими проникаючими пораненнями грудної клітки на третинному етапі надання допомоги шляхом застосування низькотемпературної високочастотної коагуляції для біологічного зварювання при виконанні оперативних втручань.

Матеріали і методи досліджень. Було обстежено 34 поранених із ускладненими проникаючими пораненнями грудної клітки протягом 2014-2016 рр. Відеоторакоскопічно було прооперовано 18 пацієнтів; об'єм оперативних втручань – відеоторакоскопія, вісцероліз та адгезіоліз із застосуванням зварювального коагулятора ЕК300М1, атипова резекція фрагменту легені зі стороннім тілом (металевий осколок) з формуванням апаратного ендоскопічного шву, зміцненого зварювальним швом ЕК300М1 у режимі «ЗВАРЮВАННЯ». 16 пацієнтам було виконано торакотомію з видаленням сторонніх тіл (металевих осколків) кореня легені, ручним швом легені, також зміцненого зварювальним швом ЕК300М1 у режимі «ЗВАРЮВАННЯ».

Результати досліджень. Застосування відеоторакоскопічної техніки у поєднанні з біологічним зварюванням за допомогою ЕК300М1 з формуванням апаратного ендоскопічного шва, зміцненого зварювальним швом ЕК300М1, дозволило оптимізувати досягнення гемостазу та герметичності в ураженій легеневої паренхімі. Встановлено доцільність застосування біологічного зварювання легеневої паренхіми при хірургічному лікуванні проникаючих поранень грудної клітки, а саме досягнення адекватного аеростазу та гемостазу при ушиванні рани легені.

Висновки

1. Застосування діагностичних відеоторакокопічних втручань дозволяє провести адекватну діагностику внутрішньогрудних пошкоджень та адекватне дренивання плевральної порожнини.

2. Залучення ЕК 300М1 є доцільним при оперативному лікуванні поранень грудної клітки незалежно від обраного доступу.

3. Поєднання відеоторакокопічної техніки та низькотемпературної високочастотної коагуляції для біологічного зварювання з видаленням осколків є ефективним методом лікування осколкових поранень легені.

ПРИМЕНЕНИЕ 3-D МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРИ КОНСТРУИРОВАНИИ ЛАПАРОСКОПИЧЕСКИХ ИНСТРУМЕНТОВ ДЛЯ СВАРКИ ЖИВЫХ ТКАНЕЙ

Кременицкий К.С., Лебедев А.В.

НТУУ «КПІ» ім. І. Сикорського

Сварка живых тканей при лапароскопических операциях позволяет ускорить ее выполнение, уменьшить потери крови, избежать применения ниток и скобок для соединения ткани. К лапароскопическим инструментам для сварки живых тканей предъявляются другие требования, чем к сшивающим инструментам. Одним из главных требований является обеспечение необходимого удельного давления электродов на ткань. Экспериментально установлено, что удельное давление для качественной сварки должно находиться в пределах 1,5-2 Н/мм². Такие давления тяжело обеспечить при относительно небольших диаметрах троакара. Очень важным требованием является создание многообразных инструментов, удобство в работе, приемлемую стоимость. Для того чтобы спроектировать лапароскопический инструмент, удовлетворяющий всем требованиям, нами была разработана его модель в среде SolidWorks. Для упрощения моделирования, мы разбили модель на две части. Первая часть состоит из электродов и трубки толкателя, которая перемещается по направлению к живой ткани и сжимает электроды. Модель позволяет определить усилие сжатия по силе,двигающей трубку. Другая модель состоит из устройств, преобразующих давление хирурга на ручку инструмента, в поступательное движение трубки толкателя. При моделировании было установлено, что удельное давление электродов на ткань существенно зависит от угла изгиба электродов. Также были проанализированы условия надежной фиксации ткани электродами. Моделирование второй части инструмента позволяет сконструировать механизм, обеспечивающий требуемую силу на трубку толкателя. Разработанная модель может быть полезна при проектировании лапароскопических инструментов и исследовании сварки живых тканей.

МОДЕЛИРОВАНИЕ КОНТАКТНОЙ МИКРОСВАРКИ ЖИВЫХ ТКАНЕЙ

Лебедев О.В.¹, Дубко А.Г.^{2,1}, Яровая С.А.¹

¹*НТУУ «КПІ» ім. І. Сикорського, г. Киев*

²*ІЭС ім. Е.О. Патона НАН України, г. Киев*

Институт электросварки НАН Украины начал заниматься микросваркой живых тканей с 1991 года. Сварка осуществляется специализированными пинцетами с размерами электродов в десятые доли миллиметров. Толщина ткани в несколько раз меньше размеров электродов.

При таких небольших размерах достаточно сложно, а в некоторых случаях невозможно, выполнить экспериментальные измерения распределения температуры и механических напряжений в свариваемой ткани. Поэтому единственным способом исследования сварки является математическое моделирование. В комплексе SolidWorks была разработана модель пинцета с расположенными между электродов живой тканью. Было принято, что бранши пинцета сделаны из нержавеющей стали с модулем Юнга $2e^{11}$ Н/м², коэффициентом Пуассона – 0,28. Длина пинцета – 90 мм. Используются электроды с квадратным поперечным сечением, длина стороны квадрата – 0,5 мм. Биологическая ткань имеет модуль Юнга $1,2e^5$, коэффициент Пуассона – 0,39. Толщина ткани – 0,1 мм. Моделирование выполнялось для усилий сжатия бранш: 0,5; 1 и 2 Н. Модель позволяет определить условия захватывания и фиксации ткани электродами, механические напряжения, резонансные частоты и устойчивость системы пинцет-ткань. Проведенные ранее исследования показали, что для надежной сварки удельное давление электродов на ткань должен находиться в диапазоне 1-2 Н/м². При усиллии 2 Н напряжение в сварочной ткани находится в пределах 0,9-1,45 Н/мм², что обеспечивает хорошие условия для сварки. При усиллии 0,5 Н напряжение в сварочной ткани находится в пределах 0,345-0,170 Н/мм², что недостаточно. При сжатии браншей с силой до 1 Н, электроды сходятся под острым углом, что обеспечивает надежное захватывание ткани. При дальнейшем росте усиллии, угол между электродами меняет знак, и ткань начинает выталкиваться из электродов, что может привести к ухудшению качества сварки. Механические напряжения в ткани распределяются неравномерно. В центре они в несколько раз больше, чем по краям. Это также не способствует качественной сварке. Исследованы деформации ткани вокруг электродов при различных усиллиях сжатия пинцета. Деформация измеряется величиной ESTR - отношением размеров ткани при нагрузке к первоначальным. Максимальная деформация 0.296 означает, что размер ткани изменяется почти в 3 раза. Большие деформации ткани вокруг электрода приводят к остаточным деформациям и напряжениям, неблагоприятно сказываются на прочности шва. Для уменьшения зоны термического влияния, сварочное напряжение может модулироваться. Электромагнитные силы, действующие на бранши, вызывают вибрации электродов. Комплекс SolidWorks позволяет рассчитать все резонансные частоты и соответствующие траектории движения биологической ткани. Если частота модуляции близка к резонансной частоте, то место сварки будет отклоняться с увеличенной амплитудой и двигаться по сложной траектории, что может вызвать дефекты в сварочной точке. Электроды, по сравнению с браншами, имеют значительно меньшие размеры. Поэтому, при определенных усиллиях сжатия, возможно соскальзывание электродов и разрушение места сварки. Это явление объясняется потерей устойчивости системы пинцет-ткань. SolidWorks позволяет определить условия, при которых возможна потери устойчивости и принять меры по ее ликвидации. Разработанная методика моделирования пинцета может быть полезна для проектирования других микрохирургических инструментов.

СИСТЕМА ДОСЛІДЖЕННЯ ТЕПЛОФІЗИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ПРИ ВИСОКОЧАСТОТНОМУ ЗВАРЮВАННІ

Лебедев А.В.^{1,2}, Дубко А.Г.^{1,2}, Герасимчук В.О.¹, Федорчук М.М.¹

¹НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, м. Київ

²ІЕЗ ім. Е.О. Патона НАН України, м. Київ

Актуальність теми моделювання та дослідження процесів у живих тканинах при тепловому впливі зумовлена все більшим поширенням операцій із застосуванням високочастотного зварювання у медицині. Так при кафедрі біомедичної інженерії було створено та використано

у дослідженнях програмно-апаратний комплекс для визначення теплопровідності зразків біологічних тканин.

Проте, такий розроблений комплекс не дозволяв проводити достатньо точні вимірювання та враховувати кількість енергії, яка витрачається на нагрівання біологічної тканини. Тому, для проведення досліджень з вищою точністю було вирішено використовувати систему з використанням мініатюрних термопар та вимірюванням кількості енергії що витрачається при зварюванні.

Методами для дослідження теплових ефектів у м'яких тканинах при зварюванні було обрано математичний та експериментальний. Математичний метод буде застосовано для моделювання та розрахунків поширення теплових полів у досліджуваній області. Експеримент полягає у вимірюванні програмно-апаратним комплексом розподілу температури у досліджуваних зразках задля перевірки отриманих змодельованих параметрів.

Універсальною платформою для проведення таких вимірювань було обрано плату з мікроконтролером "ArduinoUno", яка дозволяє з достатньою точністю вимірювати потужність що витрачається на зварювання та одночасно вимірювати температуру у п'яти точках навколо зони зварювання.

Апаратна частина програмно-апаратного комплексу буде представлена приладом для фіксації дослідного зразка з можливістю пропускання крізь нього струму, термочутливими елементами, модулем для вимірювання потужності та елементами для зв'язку такої платформи з ПК.

Програмна частина має бути представлена програмним забезпеченням самого приладу для отримання інформації та програмним забезпеченням для наочного представлення отриманої інформації. Середовищем для розробки програмної частини може виступати MatLab або LabVIEW.

Функціональною особливістю програмної частини такої системи можна виділити розрахунок математичними методами стану різних частин досліджуваного об'єкту в умовах обмеженої кількості інформації про нього.

Як окремий прилад, ця ж платформа буде використана, в рамках дослідження для проведення вимірювання втрат потужності при високочастотному зварюванні з використанням калориметричної установки.

Одночасно з проведенням експерименту буде розроблено математичну модель у програмному середовищі MatLab для перевірки об'єктивності інформації, отриманої під час експерименту.

Такий комплекс розробляється і для використання в якості лабораторного стенду для проведення практичної роботи у рамках курсу "проекування біотехнічних систем" у НТУУ "КПІ".

РОЗРОБКА СИСТЕМИ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ВЧ-ЗВАРЮВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Лопаткіна К.Г.¹, Лопаткін І.Є.², Маринський Г.С.¹, Чернець О.В.¹, Подпрятів С.Є.^{3,4},
Ткаченко В.А.¹, Ткаченко С.В.¹, Грабовський Д.А.¹, Чвертко Н.А.¹, Сіленко А.К.¹

¹ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;

²НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського», Київ;

³Київський міський центр електрозварювальної хірургії;

⁴Київська міська клінічна лікарня №1

Використання комп'ютерних технологій в сучасних наукових дослідженнях є загальноприйнятим явищем. Комп'ютерна техніка допомагає швидко опанувати нововведеннями у різних сферах діяльності завдяки можливості візуального отримання великих об'ємів інформації.

З'являються нові різновиди візуального представлення даних, подання зберігання та обробки результатів досліджень, розробляються системи візуалізації для різних призначень.

Найбільш інформативним, узагальнюючим, зручним і легшим для сприйняття та розуміння будь-якого процесу вважається на сьогоднішній день це візуальне представлення даних та візуальна подача інформації.

Зібрано великий масив дослідних даних та наукової інформації по високочастотному зварюванню біологічних тканин, але відсутня узагальнююча система візуалізації. Актуальним залишається розробка алгоритмів системного наповнення, збереження та подачі презентаційної, наукової та навчальної інформації.

Розроблено самостійний модуль прикладної програми, який входить до автоматизованої системи обробки експериментальних даних і являє собою віртуальну лабораторію візуалізації ВЧ-зварювання біологічних тканин і досліджень їх властивостей, в умовах застосування різних апаратів та інструментів для ВЧ-зварювання.

В основу програми закладено багаторічний обсяг експериментальних даних ВЧ-зварювання різних типів біологічних тканин, отриманих в ІЕЗ ім. Є.О.Патона НАН України, який надає можливість використовувати модель ЕКВЗ-300, як для попереднього ознайомлення можливостей роботи апарату наближеного до реальних дій, так і для перевірки теоретичних розрахунків, використання нового інструментарію для ВЧ-зварювання тканин різного типу.

В основу моделі закладено базу існуючого інструментарію для ВЧ-зварювання біологічних тканин і алгоритм попереднього розрахунку візуального дослідження нових інструментів.

Модель дозволяє ознайомитись з роботою апарату на всіх закладених в ньому режимах з використанням бази існуючого інструментарію для ВЧ-зварювання різнорідних тканин, що надає можливість медичному та інженерно-технічному персоналу теоретично і візуально підготуватись до роботи з апаратом.

При розробці нових методів ВЧ-зварювання біологічних тканин модель дозволяє отримати очікувані результати для подальшої їх перевірки в реальних умовах, що забезпечить суттєву економію часу і витрат матеріалів при проведенні реальних експериментів.

Візуальне представлення інформації та отриманих експериментальних даних вбачається дуже корисним для підвищення ефективності проведення подальших експериментальних досліджень процесу ВЧ-зварювання біологічних тканин.

Запропонована система візуалізації дозволить спостерігати та виявляти приховані (мало помітні) закономірності процесу високочастотного зварювання біологічних тканин, порівнювати отримані результати, розглядати та розробляти нові підходи до проведення експериментальних досліджень, а також і до безпосереднього впровадження нових методик ВЧ-зварювання в хірургічну практику.

ДОСЛІДЖЕННЯ ТЕМПЕРАТУРНИХ ПАРАМЕТРІВ ПРОЦЕСУ ВЧ-ЗВАРЮВАННЯ ТОНКОЇ ТА ТОВСТОЇ КИШКИ

Лопаткіна К.Г.¹, Маринський Г.С.¹, Подпрятков С.Є.^{2,3}, Чернець О.В.¹,
Грабовський Д.А.¹, Васильченко В.А.¹, Ткаченко В.А.¹, Подпрятков С.С.³, Ткаченко С.В.¹,
Чвертко Н.А.¹, Сердюк В.К.¹, Буряк Ю.З.¹, Сіленко А.К.¹

¹ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;

²Київський міський центр електрозварювальної хірургії;

³Київська міська клінічна лікарня №1

Пошук найкращої тактики та спрощення підходів до хірургічного лікування травм тонкої та товстої кишок, а також покращення функціональних результатів операцій залишається актуальним на сьогоднішній час.

Високочастотна технологія відноситься до однієї з технологій, яка за відгукami практикуючих хірургів, значно спрощує проведення хірургічних операцій, максимально зберігає та сприяє швидкому відновленню функції оперованих органів.

Застосування ВЧ-технології для отримання з'єднань тонкої та товстої кишок, які мають неоднорідну структуру, потребує необхідності проведення спеціальних досліджень та детального вивчення факторів, які впливають на формування зварних швів.

Метою роботи було дослідити вплив різних варіантів експериментальних алгоритмів на зміни температурних параметрів процесу високочастотного зварювання тонкої та товстої кишок.

Експериментальні роботи проводились на біоімітаторах тонкої та товстої кишок.

Враховуючи відмінності та деяку схожість будови дослідного матеріалу було розроблено нові програмні алгоритми для зварювання.

Вивчали вплив енергетичних параметрів на одну та дві стінки тонкої та товстої кишок, а також пари різнорідних тканин (товста кишка з тонкою кишкою).

Дослідження проводились на спеціальному дослідному комплексі на базі апарату ЕКВЗ-300 «ПАТОНМЕД» та з використанням макетів біполярних інструментів. Електроди стану площею 45мм² оснащені термопарою, що дозволило фіксувати зміни їх температури, в ході всього процесу зварювання.

Дослідження експериментальних алгоритмів зварювання проводили в умовах роботи в ручному та в автоматичному режимах. В експериментальних роботах була задіяна лабораторна система керування та реєстрації параметрів процесу зварювання. За допомогою програмного модуля обробки результатів були отримані необхідні графіки та таблиці експериментальних даних.

В процесі випробування експериментальних програмних алгоритмів зварювання при різних зусиллях стискання електродів визначено межі тривалості дії та величини напруги для забезпечення необхідного прогрівання контактних поверхонь електродів між якими знаходились дослідні зразки тканин з подальшим отриманням їх зварного з'єднання. На макеті біполярного інструменту при застосуванні визначеного експериментального алгоритму було отримано зварне з'єднання тонкої кишки з товстою кишкою.

В результаті проведених досліджень вивчений вплив спеціальних експериментальних алгоритмів на зміни температурних параметрів процесу ВЧ-зварювання тонкої та товстої кишок. Підтверджена можливість отримання зварного з'єднання тонкої кишки з товстою кишкою за встановлених умов проведення зварювання та визначеного програмного алгоритму.

Отримані результати досліджень можуть бути враховані для розробки рекомендацій по виготовленню робочого біполярного інструменту та розробки оптимальних варіантів алгоритму зварювання тонкої та товстої кишок.

МОЖЛИВІСТЬ ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДУ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН В УМОВАХ РОТОВОЇ ПОРОЖНИНИ

Максимів О.О., Чепишко С.І., Товкач Ю.В.

Вищий державний навчальний заклад України «Буковинський державний медичний університет», навчально-лікувальний центр «Університетська клініка»

Ротова порожнина є органом, який перебуває в постійному подвійному контакті – внутрішнім та зовнішнім середовищами, що ускладнює перебіг різних стоматологічних хвороб, оперативні втручання, а також післяопераційну реабілітацію пацієнтів. На ротову порожнину припадає 15-16% загального числа мікроорганізмів, що знаходяться в організмі людини, тобто друге місце після товстого кишківника (60%). В 1 мл слини міститься 10⁸ клітин різних видів мікроорганізмів, а у зішкрібах з ясен до 10¹² клітин на 1 грам (бактерії, спірохети, гриби, віруси, найпростіші та ін.). Різноманіттю мікрофлори сприяють наступні фактори: наявність поживних речовин, зубного нальоту та каменю, оптимальна температура, вологість, лужна реакція слини, рН якої коливається в межах 5,8-7,4, а також умови для життєдіяльності як аеробних, так

і анаеробних мікроорганізмів. Ці характеристики в поєднанні з дентофобією (патологічним страхом до відвідування стоматолога) і негативним психологічним статусом пацієнтів ускладнюють, а іноді і взагалі унеможливають будь-які оперативні втручання в ротовій порожнині.

На сьогодні, основним методом оперативних втручань в порожнині рота є хірургічний. За даними ВООЗ потреба в хірургічному втручанні за останні десятиріччя зросла на 30%. В основному це пов'язано з недоліками системи профілактики.

Останнім часом набули популярності також ультразвуковий та електрохірургія (лазерний) методи. Але кожен з них має безліч недоліків, найбільш актуальним з яких є проблема післяопераційних ускладнень. Також немало важливими є і такі недоліки, як: дороговартість, шви, кровотеча, набряк, підвищення температури, високий ризик інфікування рани, довгий реабілітаційний період, коагуляційний некроз, утворення струпа, що унеможливає протікання чистої та сухої рани і використання стандартних перев'язок.

Виникла потреба полегшити та скоротити період реабілітації хворих, та звести до мінімуму ризик інфікування рани, тобто удосконалити існуючі та пошук, розробка і впровадження нових методик оперативного втручання. Нашу увагу привернув порівняно новий метод високочастотної електрозварки біологічних тканин. Його суть полягає в елетрохірургічній дії на живі тканини, з мінімізацією деструктивної дії електричного струму під час їх зеднання або розеднання. Аналізуючи різні джерела літератури, відомостей про використання біологічного зварювання тканин безпосередньо в хірургічній стоматології нам не зустрічалося. Проте успішне використання методу в різних галузях медицини та отоларингології, а також припущення, що якість зварного шва не погіршуватиметься наявністю пошкодження тканин на мікроскопічному рівні, стали підставою для поглибленого дослідження можливостей використання біологічного зварювання тканин у хірургічній стоматології.

Тому метою нашої роботи є аналіз ефективності використання методу біологічного зварювання тканин Б.Є.Патона при оперативних втручаннях в ротовій порожнині шляхом порівняння традиційних методів з електрохірургічними.

Для реалізації поставленої мети плануються наступні завдання:

1. Вивчити можливість та доцільність застосування методу електрозварювання в ротовій порожнині.
2. Відпрацювати застосування апарату для електрозварювання біологічних тканин, пристосованого для роботи в умовах порожнини рота.
3. Проаналізувати найпоширеніші методи, кількість оперативних втручань в ротовій порожнині та післяопераційних ускладнень.
4. Впровадити в клініку метод електрозварювання біологічних тканин, як найоптимальніший при оперативних втручаннях в ротовій порожнині.
5. Розробити спосіб електрозварювання біологічних тканин, як кращий від існуючих методів оперативних втручань в порожнині рота.
6. Проаналізувати результати застосування в клінічній практиці методу електрозварювання біологічних тканин в умовах ротової порожнини.

Загальноновизнаними перевагами технології є: оптимальність, зручність у випадках супутніх захворювань, коли пацієнт є неоперабельним; виконання оперативних втручань безкровне, швидке, зручне для хірурга й малотравматичне для пацієнта; крововтрата зменшується на 60–85 %; тривалість операції скорочується на 45–50 %; висока абластичність втручань в онкологічних хворих; швидка та повноцінна післяопераційна реабілітація, уникнення гнійних запалень рани, що є немало важливим в стоматології.

МОДЕЛЮВАННЯ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ М'ЯКИХ ЖИВИХ ТКАНИН ВІД ДЖЕРЕЛА НАПРУГИ І ДЖЕРЕЛА СТРУМУ

Манюненко С.І.¹, Сенчуров С.П.¹, Ланкін Ю.М.²

¹Київський національний університет імені Тараса Шевченка, фізичний факультет;

²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ

Високочастотне зварювання живих тканин (ВЧ ЗЖТ), розроблене ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України в тісній співпраці з провідними медичними організаціями України, показало свою ефективність і успішно використовується в хірургічній практиці починаючи з 2002 року. За цей час освоєно понад 150 різних хірургічних методик і успішно виконано понад 100 тисяч хірургічних операцій.

Біологічні тканини є композитними матеріалами. Електрична провідність біологічних тканин визначається переважно електролітами, які містяться в них. За електричними властивостями до тканинних електролітів найбільш близьким є фізіологічний розчин, який містить 0,9% NaCl.

Характер динаміки зміни електричних параметрів процесу при нагріванні моделі практично не відрізняється від такого при нагріванні біологічних тканин. Так само не відрізняється рівень і динаміка зміни температури в зоні зварювання біологічних тканин і моделей. Це свідчить про те, що основним фізичним процесом, що відбувається під час зварювання, є процес нагрівання і міграції води, що міститься в біологічних тканинах.

Колективом співробітників ІЕЗ ім. Є.О. Патона виконані експерименти з реєстрації процесів, що протікають в розчині яєчного білка у електроліті. Одночасно реєструвались струм, напруга, потужність та прозорість розчину. В результаті вимірювань отримано залежності вищевказаних параметрів від часу. Вимірювання були виконані при роботі зварювального джерела в режимі джерела напруги та в режимі джерела струму. Було помічено, що після згортання білку протікання електричного струму в комірці припиняється. Аналогічні процеси протікають і при зварюванні живих тканин.

Метою роботи є теоретичне пояснення залежностей струму, напруги та потужності, які спостерігаються в експерименті, від часу.

Для з'ясування внеску від різних фізичних процесів виконане комп'ютерне моделювання процесу джоулевого нагріву за допомогою системи COMSOL Multiphysics 5.0. Побудована тривимірна реалістична модель експериментальної комірки.

Модель являє собою медичні інструменти з міді, електроди розміром 5 мм x 1 мм. В результаті отриманні залежності струму від часу та температури від часу.

Висновки

1. Показано, що температура всередині зварюваної тканини на десятки градусів перевищує температуру поверхні. На підставі цього зроблено висновок, що вимірювання температури поверхні зварюваного шва не дає достовірної інформації про температуру всередині зварюваної тканини.

2. Запропонована гіпотеза механізму теплообміну при електрозварюванні живих тканин. Цей процес проходить у дві стадії:

- перша стадія: джоулевий нагрів зони шва до температури фазового переходу (температури кипіння води в тканині). Тривалість першої стадії - до 2 секунд і залежить від потужності, яку підводять до зони зварювання;
- друга стадія: в зоні шва відбувається фазовий перехід, який супроводжується утворенням бульбашок водяної пари, які зрештою припиняють можливість проходження струму.

Запропонована модель дозволяє в подальшому розвинути алгоритм автоматичного керування для вчасного вимкнення струму, що надасть змогу отримати надійніше з'єднання живої тканини

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ТЕХНОЛОГІЧНИХ ЧИННИКІВ ПРОЦЕСУ ТА КОНСТРУКТИВНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ ІНСТРУМЕНТУ НА ФОРМУВАННЯ ЕЛЕКТРОЗВАРНОГО З'ЄДНАННЯ ТКАНИН СТРАВОХОДУ, ШЛУНКУ ТА ТОНКОЇ КИШКИ

Маринський Г.С.¹, Подпрятів С.Є.^{2,3}, Лопаткіна К.Г.¹, Чернець О.В.¹, Грабовський Д.А.¹, Ткаченко В.А.¹, Васильченко В.А.¹, Подпрятів С.С.³, Ткаченко С.В.¹, Чвертко Н.А.¹, Дубко А.Г.¹, Сердюк В.К.¹, Буряк Ю.З.¹

¹ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;

²Київський міський центр електрозварювальної хірургії;

³Київська міська клінічна лікарня №1

Складність виконання шовних з'єднань різнорідних тканин та значна кількість можливих ускладнень в післяопераційному періоді при застосуванні традиційних хірургічних методик є вагомим аргументом впровадження нових сучасних технологій в хірургічну практику, і, зокрема, технології високочастотного електрозварювання біологічних тканин (ВЧ ЗБТ).

Недостатність даних про отримання з'єднання з використанням методу високочастотного зварювання тканин стравоходу, шлунку та тонкої кишки, які суттєво відрізняються за своєю структурною будовою, властивостями, товщиною, визначило необхідність проведення комплексу експериментальних досліджень.

Метою роботи було дослідження особливостей і визначення можливостей отримання якісного з'єднання тканин шлунку, тонкої кишки, стравоходу (з урахуванням їх індивідуальних властивостей) та визначення ступеню впливу різних чинників процесу ВЧ-зварювання (енергетичні параметри, алгоритм подавання струму та ін.) та конструкції інструментів (площа електродів, питомий тиск та зазор між електродами та ін.).

В якості дослідного матеріалу використовували видалені тканини стравоходу, шлунку та тонкої кишки свині.

Експериментальні роботи проводились в ІЕЗ ім. Є. О. Патона НАН України з використанням спеціального дослідного комплексу на базі апарату ЕКВЗ-300 «ПАТОНМЕД» та спеціальних біполярних інструментів різної конструкції.

Досліджено вплив на формування зварного шва (для різних комбінацій оболонок шлунку, тонкої кишки та стравоходу) характеру струму, що подавався (безперервно або імпульсами), величини напруги, площі та конфігурації електродів, застосування між електродного зазору.

В ході зварювання фіксація всіх параметрів процесу (напруги, струму, опору, потужності та ін.) та обробка отриманих даних здійснювалась з використанням спеціально розробленої системи.

В результаті досліджень були визначені оптимальні показники процесу зварювання та конструктивні параметри інструментів, що забезпечують отримання якісного зварного з'єднання зазначених тканин.

Підтверджена можливість отримання якісних зварних з'єднань в умовах застосування точкових та протяжних одномоментних швів для різних шарів (оболонок) тканин.

Отримані результати досліджень будуть корисними для проведення подальших експериментальних робіт з тканинами тонкої кишки, шлунку та стравоходу, а також можуть бути вряховані в умовах проведення реальних хірургічних втручань.

ВИКОРИСТАННЯ ВИСОКОЧАСТОТНОГО ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ДЛЯ ПРОФІЛАКТИКИ ЛІМФОЦЕЛЕ ПРИ ТРАНСПЛАНТАЦІЇ НИРКИ

Никоненко А.О.², Русанов І.В.¹, Вільданов С.Р.¹, Вільховой С.О.²

¹ДЗ «Запорізька медична академія післядипломної освіти МОЗ України»;

²Запорізький державний медичний університет

Вступ. Перші 3 місяці після пересадки нирки вважають раннім посттрансплантаційним періодом, що є строком відновлення функцій ниркового аллотрансплантату (НАТ). Згідно аналізу актуарних кривих, протягом перших 5 років після трансплантації нирки (ТН) 35-40 % реципієнтів втрачають трансплантати, причому більшість саме в перший рік після операції. Хірургічні ускладнення значно впливають на безпосередні результати трансплантації. Так, річне виживання НАТ при відсутності хірургічних ускладнень складає 93 %, а при їх наявності – 75 %.

Скупчення лімфи навколо трансплантату – лімфоцеле (ЛЦ) являється найбільш частим ускладненням, яке спостерігається у 49 % реципієнтів. Як правило, це ускладнення виникає через 4 тижні після ТН. Деякі ЛЦ невеликі і безсимптомні. Інші - великих розмірів. Зовнішня компресія сечоводу НАТ призводить до гідронефрозу і втрати функції трансплантату, здавлення сечового міхура може стати причиною нетримання сечі. Можливо порушення венозного відтоку з трансплантату і нижньої кінцівки, що призводить до тромбозу вен. В 14,6 % випадків потрібне лікування ЛЦ, яке полягає у його видаленні шляхом пункції та аспірації, зовнішньому або внутрішньому дренируванні. Головною причиною виникнення ЛЦ є недостатнє перекриття (шляхом лігування або коагулювання) лімфатичних клубових судин і/або НАТ.

Мета: розробити патогенетично обгрунтовану профілактику симптомного лімфоцеле після трансплантації нирки.

Матеріали та методи. У період з 2012 р. по 2016 р. на базі Запорізького міжрегіонального центру трансплантації 66 хворим виконана пересадка нирки. Чоловіків було 37 (56,1 %), жінок 29 (43,9 %), середній вік пацієнтів був 33,4±12,4 років.

Згідно меті роботи пацієнти були розподілені на дві групи:

Основну групу склали 35 (53 %) реципієнтів НАТ, яким у період з 11.2013 р. по 06.2016 р. виконана ТН. Середній вік пацієнтів був 32,6±9,2 років, чоловіків було 17 (48,6 %), жінок 18 (51,4 %). При ТН для попередження лімфореї використовувалось високочастотне електрозварювання (ВЧЕ) в поєднанні з прошиванням і лігуванням лімфатичних судин. Після доступу до нирки донора ниркові лімфатичні судини затискалися між браншами пінцету апарату для зварювання живих тканин ЕКВ3-300 ПАТОНМЕД. На апараті вибирали режим «Зварювання автомат». Після цього останні перетинали. Аналогічно виконували ВЧЕ зовнішніх клубових лімфатичних судин реципієнта. На етапі back table виконувалося відмивання і консервація НАТ, прошивання і лігування лімфатичних судин аллонирки.

Контрольна група включила 31 (47 %) пацієнта, яким у період з 01.2012 р. по 10.2013 р. при трансплантації нирки виконувалось прошивання і лігування лімфатичних судин без ВЧЕ. Середній вік реципієнтів був 34,3±15,3 років, чоловіків було 20 (64,5 %), жінок 11 (35,5 %).

Результати і обговорення. Єдиним фактором ризику утворення ЛЦ була якість інтраопераційного перекриття лімфатичних судин. У всіх реципієнтів НАТ основної групи, яким виконувалася комплексна профілактика ЛЦ, відзначений хороший результат. У жодному разі не було діагностовано симптомне ЛЦ. Функція аллонирок збережена (період спостереження від 3 до 15 місяців).

Для зниження ризику скупчення лімфи необхідні мінімізація дісекції в області ниркової миски НАТ, ретельне лігування, кліпування або коагулювання лімфатичних судин (НАТ та клу-

бових), дренування рани. Питання про доцільність дренування рани залишається дискусійним, оскільки існує ймовірність інфікування.

Лігування лімфатичних судин, як самостійний метод профілактики лімфореї недостатньо ефективно. Ймовірно це пов'язано з небезпекою зісковзування лігатури. При використанні електродіатермокоагуляції можливо перифокальне термічне пошкодження прилеглих анатомічних структур, зокрема кровоносних судин.

Вплив ВЧЕ локальний, що попереджає пошкодження прилеглих тканин.

Таким чином, застосування ВЧЕ в поєднанні з прошиванням і лігуванням лімфатичних судин являється досить ефективним і безпечним методом хірургічної профілактики симптомного ЛЦ.

Висновки: 1. Головна причина виникнення лімфоцеле після трансплантації нирки – це недостатнє інтраопераційне перекриття лімфатичних клубових судин і/або НАТ. 2. Найбільш поширений метод попередження лімфореї шляхом лігування лімфатичних судин недостатньо ефективний. 3. Використання високочастотного електрозварювання в поєднанні з прошиванням і лігуванням лімфатичних судин являється патогенетично обґрунтованим, ефективним і безпечним методом хірургічної профілактики симптомного лімфоцеле після трансплантації нирки.

ФОРМУВАННЯ БІЛЮДИГЕСТИВНИХ АНАСТОМОЗІВ МЕТОДОМ ВЧ-ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ М'ЯКИХ ТКАНИН

Ничитайло М.Ю., Фурманов Ю.О., Гуцуляк А.І., Булик І.І., Гоман А.В.

Національний інститут хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова

НАМН України, м. Київ

В поточній хірургічній практиці актуальною залишається проблема накладання білюдигестивних анастомозів з метою відновлення магістрального жовчовідтоку. Гепатикоєюностомія займає домінуюче місце серед методів відновлення жовчовідтоку і є стандартною операцією при доброякісних та злоякісних ураженнях жовчних проток. Проте рівень ускладнень після накладання гепатикоєюноанастомозів (ГСА) залишається досить високим, ранні ускладнення (формування абсцесу, холангіт, жовчотеча з анастомозу) виникають у біля 20%, віддалені проявляються в основному у вигляді стриктур і складають 10–30%. Також значні труднощі виникають при наявності виражених запальних явищ в зоні операції, а наявність гнійного холангіту чи жовчного перитоніту часто є протипоказом до виконання реконструктивних втручань, через високу загрозу неспроможності шовних анастомозів.

В експерименті на 50 кролях проводили формування холецистоентеро- та ентероентероанастомозів на виключеній по Ру петлі тонкого кишечника. Тварини були поділені на основну групу (n=35) та групу порівняння (n=15). В основній групі формували однорядні евертуючі анастомози методом ВЧ-електрозварювання апаратом «Патонмед ЕКВЗ-300», в групі порівняння накладали однорядні шовні анастомози. Формування зварювальних та шовних анастомозів проводили, як на незапалених тканинах, так і на фоні жовчного перитоніту. В різні терміни після операції проводили визначення прохідності, герметичності та міцності отриманих з'єднань методами гідро- та пневмопресії, а також проводили макро- та мікроскопічне дослідження.

Встановлено, що всі анастомози, сформовані методом ВЧ-електрозварювання, були прохідні та герметичні, а також володіли достатньою міцністю. Початкова міцність анастомозів, як в умовах незмінених, так і в умовах запалених тканин, коливалася в межах 40–100 мм рт ст. Міцність зварювального шва в післяопераційному періоді зростала в лінійній прогресії і через 3 тижні практично досягала міцності інтактної кишки (240–250 мм рт ст). Безпосередньо після зварювання з'єднання ззовні мало вигляд циркулярно охоплюючого анастомоз валика, зсередини – вигляд полоси світло-сірого кольору шириною 1,5–2 мм, термічних уражень слизової оболонки поза межами шва не спостерігали. Внутрішній діаметр анастомозів відповідав

довжині розрізів стінок, пролабування в просвіт тканин стінок зварюваних органів не було. Гістологічно визначено, що цілісність з'єднання досягала за рахунок термоадгезії. З'єднання тканин відбувалося за рахунок підслизової та м'язової оболонок, тонкі слизова та серозна оболонки під впливом електроструму майже повністю руйнувалися. Зона електротравми практично не поширювалась за межі ділянок безпосереднього термічного впливу, коагуляційний рубець був вузький, термічне пошкодження оболонок локальне, в межах 2700–3000 мкм. Процеси регенерації в ділянці зварювального шва проходили аналогічно, як і при накладанні анастомозів традиційним шовним методом. Повністю формування рубця та його епітелізація завершувалась в терміни від 3 до 6 місяців.

Отримані в експерименті результати засвідчили надійність та безпечність формування анастомозів методом ВЧ-електрозварювання та дозволили почати застосування даного методу в клінічній практиці при накладанні ГЄА. Всього методом ВЧ-електрозварювання в клініці було сформовано 14 ГЄА. По причині злоякісних пухлин периапулярної зони було прооперовано 8 пацієнтів, у 5-и з них накладено паліативні ГЄА, у 3-х ГЄА були сформовані при проведенні ПДР. Інші 6 хворих були прооперовані по причині доброякісних захворювань та пошкоджень позапечінокових жовчних проток. У одної хворої була рубцева стриктура гепатикохоледоха, яка виникла через 9 міс. після холецистектомії, у 2-х діагностовано рубцеві стриктури ГЄА, які утворилися через 10 міс. та 5 р. після накладання даних анастомозів. Ще у 2-х пацієнтів зварювальні ГЄА формували на фоні гострого гнійного холангіту та у одної хворої на фоні жовчного перитоніту на 8-й день після ятрогенного пошкодження гепатикохоледоха II тип по Бісмуту. Добру прохідність та герметичність зварювальних анастомозів підтверджено, як клінічними – відсутність симптоматики жовчотечі, так і даними інструментальних методів обстеження, такими як УЗД ОЧП та МРПХГ проведеними в різні терміни післяопераційного періоду. Максимальний час спостереження складає 9 міс., даних за ускладнення з сторони гепато-біліарної системи не виявлено.

ПОЄДНАННЯ ЛАПАРОСКОПІЧНИХ ТА ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В ЛІКУВАННІ ГОСТРОГО АПЕНДИЦИТУ ЯК ФАКТОР ПРОФІЛАКТИКИ ІНТРААБДОМІНАЛЬНИХ УСКЛАДНЕНЬ

Саволюк С.І.¹, Балацький Р.О.¹, Зубаль В.І.²

¹НМАПО імені П.Л. Шупика МОЗ України, кафедра хірургії та судинної хірургії, м. Київ;

²Київська міська клінічна лікарня № 8

Мета роботи – покращити результати оперативного лікування хворих з гострим апендицитом.

Матеріали та методи. Для аналізу результатів відібрано клінічний матеріал хірургічних відділень клініки хірургії та судинної хірургії НМАПО імені П.Л.Шупика. Лапароскопічна апендектомія з використанням електрозварювання для обробки та формування кукси червоподібного відростка (Патент України на корисну модель №97472 «Спосіб обробки червоподібного відростка з брижею») виконана 89 пацієнтам. Серед них було чоловіків 35 (39,3%) та 54 (60,7%) жінок. Місцевий серозний перитоніт діагностовано у 21 (23,6%), дифузний серозний – у 5 (5,6%), дифузний серозно-фібринозний – у 8 (8,9%) хворих. Гістологічно в 21 (23,6%) спостережень зафіксовано катаральний, в 51 (57,3%) - флегмонозний, в 12 (13,4%) - гангренозний апендицит, в 3 (3,4%) випадках з інфільтратом та в 2 (2,3%) випадках з периапендикулярним абсцесом. Дренування черевної порожнини виконано у 2 хворих з периапендикулярними абсцесами. Тривалість лапароскопічної апендектомії коливалась від 35 до 65 хвилин та склала в середньому 45 хвилин. Ускладнень в післяопераційному періоді, в тому

числі інтраабдомінальних не спостерігали. Середня тривалість перебування хворого в стаціонарі склала $2 \pm 1,5$ дня.

Результати й обговорення. Аналізуючи багато численні публікації в світовій медичній літературі та враховуючи власний досвід, лапароскопічний метод забезпечує повну ревізію та адекватну санацію, що дозволяє відмовитись від рутинного дренивання черевної порожнини, зменшує операційну травму, ризик виникнення післяопераційних ускладнень та забезпечує легкий і комфортний післяопераційний перебіг. У 80-90% пацієнтів відсутні больові відчуття, короткий період госпіталізації (16 – 72, \approx 28 годин), швидке відновлення працездатності. Використовуючи метод електрозварювання біологічних тканин відмічається стерильність кукси червоподібного відростка, а також відмова від додаткового використання шовного матеріалу, кліпс та лігатур, які можуть викликати запальні процеси, є актуальним питання про відсутність реактивного чужорідного матеріалу.

Висновки

1. Лапароскопічна апендектомія є операцією вибору у хворих на гострий апендицит.
2. Про доцільність більш широкого застосування лапароскопічного методу з використанням технології електрозварювання живих тканин свідчить частота добрих результатів лікування.

ХІРУРГІЯ ОДНОГО ДНЯ ЯК СТАНДАРТ ЛІКУВАННЯ ХРОНІЧНОГО КАЛЬКУЛЬОЗНОГО ХОЛЕЦИСТИТУ

Саволюк С.І.¹, Зубаль В.І.², Балацький Р.О.¹

¹НМАПО імені П.Л.Шупика, МОЗ України, м. Київ;

²Київська міська клінічна лікарня № 8

Мета роботи – покращити результати лікування хворих з хронічним калькульозний холециститом в контексті програми хірургії одного дня.

Матеріали і методи. В аналіз результатів роботи увійшли 82 хворих, віком від 23 до 76 років (середній вік 32,6 року) серед яких чоловіків – 34 (41,5%), жінок – 48 (58,5%), яким виконано лапароскопічну холецистектомію (ЛХЕ), в хірургічних відділеннях клініки хірургії та судинної хірургії НМАПО імені П.Л. Шупика. Всі оперативні втручання у хворих виконували за стандартною методикою з чотирьох доступів (два 10мм та два 5мм).

Всім хворим оперативні втручання проводили під інтратекальною анестезією в поєднанні з правобічною поверхневою блокадою шийного сплетення (ППБШС) 0,25% розчином лонгокаїну (10 мл) (Патент України на корисну модель №90638 «Спосіб профілактики та лікування постлапароскопічного больового плечолопаткового синдрому») та термінальною анестезією діафрагми (ТАД) 0,25% розчином лонгокаїну (20 мл) (Патент України на корисну модель №92481 «Спосіб профілактики больового френікус-синдрому в післяопераційному періоді», Патент України на корисну модель №90814 «Пристрій для проведення термінальної анестезії діафрагми при лапароскопії»). З метою створення робочого простору в черевній порожнині використовували закис азота (N_2O) (Патент на корисну модель України «Спосіб створення робочого простору в черевній порожнині при лапароскопіях» заявка № u 2016 05225 від 23.05.2016) із швидкістю подачі 7-8 л/хв. Внутрішньочеревний тиск підтримувався на рівні 8-10 мм.рт.ст. Перед оперативним втручанням в місцях введення троакарів виконували інфільтрацію м'яких тканин розчином місцевого анестетика (0,25% розчин лонгокаїну сумарно в об'ємі 20 мл). Обробка міхурового протока з артерією проводили методом електрозварювання живих тканин (Патент України на корисну модель №97473 «Спосіб обробки міхурової протоки з артерією»), що дозволило відмовитись від рутинного дренивання черевної порожнини.

Результати. 82 хворим виконано ЛХЕ. Середня тривалість операцій 55 ± 10 хвилин. Конверсій не було. Рівень больових відчуттів за ВАШ склав $2,5 \pm 0,3$ бали за 10-бальною шкалою, задоволеність результатом лікування – $4,6 \pm 0,2$ ($p > 0,05$) бали за 5-бальною шкалою. Переваж-

на більшість 33 (89,1%) хворих виписана в перші 18 ± 2 години після операції. Середній ліжко-день в даній групі хворих $1,0 \pm 0,2$ доби. Дренування черевної порожнини не проводилось. Пацієнтам перед оперативним втручанням та після операції (однократно) довенно вводили зеболюючі препарати - похідні декскетопрофена (дексалгін) та парацетамол (інфулган, енгал). Антибактеріальна терапія хворим не проводилась.

Висновки. Запропонована програма в лікуванні жовчно-камяної хвороби (хронічного калькульозного холециститу) є безпечною лікувальною стратегією та являється альтернативою стандартним методикам. Поєднання факторів в контексті програми хірургії одного дня всебічно сприяють зменшенню больових відчуттів. Скорочується також час перебування хворого в стаціонарі та реабілітації, зменшується застосування довенного введення медикаментів.

ДОСВІД ВИКОНАННЯ РЕКОНСТРУКТИВНО-ВІДНОВНИХ ОПЕРАЦІЙ З ПЛАСТИКОЮ ДЕФЕКТІВ КІСТОК ЧЕРЕПА ТИТАНОВИМИ КОНСТРУКЦІЯМИ У ХВОРИХ НА ЗЛОЯКІСНІ НОВОУТВОРЕННЯ ГОЛОВИ РІЗНИХ ЛОКАЛІЗАЦІЙ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ СУЧАСНИХ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Українець О.В., Никифорак З.М., Кондратюк В.В., Кваша М.С., Лун Цзян
ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П.Ромоданова НАМН України», м. Київ

Дефекти кісток черепа (ДКЧ) завдають чималого дискомфорту, ускладнюють соціальну адаптацію хворих, стають причиною психічних порушень та обумовлюють важкий перебіг синдрому «трепанованого черепа». За таких умов вкрай важливим являється реконструктивна краніопластика ДКЧ за допомогою титанових конструкцій (ТК) за для забезпечення косметичних та протекційних властивостей головного мозку та його оболонок.

Мета роботи. Аналіз доцільності використання ТК для забезпечення косметичних та протекційних властивостей головного мозку та його оболонок у оперованих хворих із злоякісними пухлинами голови різних локалізацій, при видаленні яких виникають дефекти черепа.

Матеріали та методи. Проведено ретроспективний аналіз лікування 11 хворих з великими ураженнями кісток черепа внаслідок пухлинних процесів різної локалізації голови та остеомиєлітів у 6 чоловіків та 5 жінок із застосуванням новітніх технологій – використанням електрокоагулятора ЕК-300 М1 у відділенні позамозкових пухлин. Середній вік пацієнтів склав $46,1 \pm 13,6$ років.

Результати та їх обговорення. У більшості випадків екстра-інтракраніальний ріст пухлини із залученням кістки призводить до інвазії та руйнування кісткової тканини, що вимагає проведення резекції кісткового клаптя для забезпечення радикальності видалення пухлини. На етапі планування оперативного втручання проводилась оцінка розмірів та форми уражених кісток черепа за даними трьохвимірної комп'ютерної реконструкції. Дана тактика надає змогу проведення пластики ДКЧ одразу після видалення пухлини. У 54,6% (6/11) хворих після видалення пухлини останнім етапом операції було проведення пластики ДКЧ титановим імплантатом. У випадку ДКЧ внаслідок ЧМТ краніопластика проводиться у відстроченому терміні. Серед 11 хворих, яким було проведено пластику ДКЧ у 45,4% (5/11) хворих спостерігався симптом «трепанованого черепа», що проявлявся метеочутливістю, головним болем, зниженням фізичної активності, неприємними відчуттями в кінцівках та грудній клітці, психоемоційними порушеннями переважно депресивно-роздратовного характеру та у 27% (3/11) спостерігався синдром «тонучого м'якотканинного клаптя», що проявлявся естетичним дефектом та викликав у

хворих депресивні стани. Так само, у відстроченому періоді, проводилась пластика ДКЧ при остеомієлітичному ураженні 9% (1/11), що призводило до тих самих ускладнень.

У нашому дослідженні ТК, завдяки своїм фізичним та хімічним властивостям (мала маса у поєднанні з високою механічною міцністю, амагнітність, стійкість до корозії та відсутність токсичності), дозволяють використовуватись для пластики ДКЧ. Біосумісність ТК обумовлює низький ризик розвитку запальних ускладнень. Ряд авторів вважають, що титан являється кращим алопластичним матеріалом. Враховуючи фізичні характеристики ТК, пацієнтам прооперованим з приводу ДКЧ з пластикою ТК можна проводити КТ та МРТ.

Висновки.

1. При плануванні реконструктивно-відновних операцій у нейроонкологічних хворих необхідно приймати до уваги особливості програми комбінованого або комплексного лікування. Вибір способу закриття дефекту повинен ґрунтуватися на прагненні максимального відновлення функціональних, анатомічних і естетичних дефектів при мінімальному ризику ускладнень, що дає можливість зберегти і навіть значно розширити можливості спеціального лікування.

2. Проведений аналіз підтвердив необхідність виконання пластики ДКЧ одразу після видалення пухлини, у випадку інвазії пухлиною кісток черепа та у відстрочений термін при остеомієлітичному ураженні. Використання нами ТК оптимізувало задачу пластики ДКЧ, зменшило травматичність та тривалість операції, задовольнило потреби надійного механічного захисту мозкової речовини та її оболонок, мало добрий естетичний результат.

3. Розроблені методики виконання реконструктивно-відновних операцій дають можливість значно покращити результати комбінованого або комплексного лікування нейроонкологічних хворих за рахунок різкого зменшення кількості ускладнень, прискорення термінів реабілітації та реадаптації.

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА МЕТОДОВ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ НА ПАРЕНХИМАТОЗНЫХ ОРГАНАХ

Хойдра К.Ю

НТУУ «КПІ» ім. І. Сикорського, г.Київ

Каждая операция связана с неизбежным нарушением целостности тканей. Особенной сложностью отличаются операции на паренхиматозных органах, таких как печень, легкие, селезенка, почки и другие. Это связано с особенностями их строения и чувствительностью паренхимы к минимальным травмам. Также в зависимости от типа органа могут возникнуть трудности с сосудами, междольковыми и желчными протоками. Поэтому задачей операций на паренхиматозных органах является обеспечение не только надежного гемостаза, но и герметизация всех протоков. Он должен быть рациональным, наименее травматическим и эффективным.

Классическая хирургия. Метод операции выбирается, ориентируясь на размеры поражённого участка. Это может быть краевая резекция или удаление анатомо-функциональной единицы (дольки) органа. Проводится скальпелем в сопутствии с наложением швов. Например, при краевой резекции печени - обшивают и легируют все сосуды, желчные и междольковые протоки. Главным недостатком является кровотечения, прорезка швов, травма тканей и образование свищей. Обусловлено обильно развитой системой кровеносных сосудов легкого и печени.

Электрохирургия и лазерный метод. При использовании таких инструментов температура коагуляции варьируется от 150°C до 400°C. Причем заварка желчных протоков происходит сложнее чем сосудов. Поэтому необходимо увеличение времени воздействия и температуры, что приводит к термическому повреждению и травматизму тканей. Как следствие – ненадежная герметизация и длительное заживление.

Метод высокочастотной сварки. Был разработан в Институте электросварки им. Е.А. Патона НАН Украины. Происходит с помощью биполярного инструмента под воздействием тока высокой частоты. Температура в зоне контакта – 60-70° С. Такое минимальное тепловое вложение не травматическое для чувствительной паренхиматозной ткани, и достаточно для ее герметизации. Например, по линии электросварочного разъединения паренхимы печени образовывается коагуляционная капсула толщиной до 0,5 мм. Она является местом перекрытия кровеносных и желчных путей, а также барьером, предотвращающим выход экссудата в окологепаточное пространство. Электросварное перекрытие крупных сосудов и желчных протоков происходит при более длительном контакте инструмента с тканью, на глубину до 2 мм, что является гарантией надежности интраоперационного холе- и гемостаза. Также преимуществами метода является высокая скорость, удобство и надежность выполнения операций; упрощение техники проведения хирургической операции; аккуратность и точность разреза тканей; стерильность и отсутствие нагноений. Использование электросварки мягких тканей является надежной и безопасной процедурой для лечения многих заболеваний паренхиматозных органов -удаления кист и резекции метастазов печени, селезенки, и легких.

МОДЕЛЮВАННЯ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ ПРОЦЕСІВ В РОЗРОБЦІ ТЕРМОХІРУРГІЧНОЇ АПАРАТУРИ

Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.^{1,2}, Максименко В.Б.¹, Антонова-Рафі Ю.В.¹

¹НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, м. Київ;

²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ

Моделювання біофізичних процесів, які відбуваються в тканинах під впливом діючих факторів термохірургічної апаратури, суттєво скорочують терміни розробки нових зразків, дозволяють передбачити їх ефективність при використанні в операційній. Таке моделювання, як правило, здійснюється на двох рівнях організації живих систем – клітинному та тканинному. Властивості елементів цих рівнів принципово відмінні, хоча результируючий вплив фізичних факторів термохірургічного інструменту може бути одно напрямленим.

Однією з найбільших проблем у моделюванні впливу термохірургічної апаратури на клітини та тканини організму є широкий діапазон їх індивідуальних відмінностей фізико-хімічних властивостей. Ці відмінності можуть бути, як генетично так і фенотипічно обумовлені. Вони змінюються в залежності від статі, віку, перенесених захворювань, стадії та специфіки патологічного процесу та багатьох інших факторів.

Іншою проблемою є значний перелік показників, які визначають стан біологічної системи та необхідність отримати один критерій для прийняття рішення.

В дослідженні обґрунтована необхідність приведення усіх показників, які характеризують стан тканин, до одного діапазону шкал з використанням принципу, який запропонував Craig R.P., 1984. Після приведення усіх показників, які описують стан тканин формується єдиний агрегований показник, який характеризує стан системи в цілому в конкретний момент часу. Зважаючи, що біологічні процеси в тканинах протікають протягом певного часу і в кожному конкретному випадку мають свою динаміку більш інформативним показником є інтегрований по часу агрегований показник за весь період процесу, який досліджується.

Порівняння цього показника з бажаним, наприклад при зварюванні живих тканин, дозволяє оцінити ефективність конкретної термохірургічної апаратури та порівняти її з іншими апаратами та технологіями за одним критерієм.

МЕТОДИЧНІ ПІДХОДИ ДО ОЦІНКИ ЕФЕКТИВНОСТІ ТЕРМОХІРУРГІЧНОЇ АПАРАТУРИ

Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.^{1,2}, Максименко В.Б.¹, Антонова-Рафі Ю.В.¹

¹НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, Київ;

²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, Київ

Поняття сучасна операційна асоціюється з певним переліком термохірургічної апаратури. Ця апаратура використовується для здійснення основних хірургічних маніпуляцій розріз, гемостаз, заварювання судин, з'єднання тканин та інші впливи на організм. При плануванні розробки того чи іншого апарату або інструменту важливо визначити перелік основних медико-технічних вимог до апарату та конкретні значення окремих характеристик. Це визначає успішність розробки на ринку і довговічність окремо взятої модифікації. Відомі випадки, коли необхідний хірургам прилад через багато чисельні доопрацювання та зміни модифікацій так і не зумів зайняти свою нішу в операційних. І навпаки, модель, розробка якої співпала з піком потреби та має оптимальні характеристики витримує конкуренцію з новими більш сучасними розробками через свою поширеність в операційних.

Серед найбільш поширених електрохірургічних апаратів можна виділити такі групи, як високочастотні електрокоагулятори, ультразвукові деструктори, лазерні скальпелі, аргоноплазменні та NOплазменні установки, електрокоутери, гідродисектори та інші. В кожній групі налічується значна кількість різновидів в залежності від конкретних медико-технічних характеристик та фірм виробників.

На жаль фірми виробники при описі медико-технічних характеристик апарату акцентують увагу хірургів на тих показниках, які на думку розробників вигідно вирізняють їх серед інших. Відсутність єдиної системи представлення медико-технічних характеристик на хірургічну апаратуру, які б дозволили порівняти їх по ефективності чи техніко-економічних показниках визначили актуальність розробки математичного апарату об'єктивної оцінки та порівняння хірургічної апаратури за показниками ефективності та економічної доцільності їх закупки та застосування.

Проведений аналіз хірургічної апаратури, що пропонується на ринку, дозволив виділити дві групи за своїм призначенням це загально хірургічні та спеціалізовані апарати.

В ході дослідження був виділений базовий перелік хірургічних маніпуляцій для оцінки ефективності апаратури загальнохірургічного призначення та визначені показники для об'єктивної оцінки доцільності клінічного застосування.

Запропонований математичний апарат та процедура аналізу дозволяє однозначно зробити висновки про клінічну та економічну доцільність використання того чи іншого апарату в хірургічній практиці.

РОЗРОБКА ТА АПРОБАЦІЯ МЕТОДУ ТА СИСТЕМИ ДЛЯ ФЛЮОРЕСЦЕНТНО-КОРИГОВАНОГО ЛАЗЕРНОГО ОПРОМІНЕННЯ ПУХЛИН

Чепурна О.М.¹, Штонь І.О.², Павлов С.В.³, Войцехович В.С.⁴, Холін В.В.¹

¹ПМВП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси;

²Інститут експериментальної патології, онкології і радіобіології

ім. Р.Є. Кавецького НАН України, Київ;

³Вінницький національний технічний університет;

⁴Інститут фізики НАН України, м. Київ

Одним із відомих методів лікування та діагностики поверхневих новоутворень є фотодинамічна терапія (ФДТ). Традиційно пухлину опромінують розфокусованим лазерним пучком в неперервному режимі одночасно всієї площі пухлини. Щільність потужності повинна відповідати вимогам лікувальної ефективності процедури ФДТ (від 100 мВт/см² до 2 Вт/см² для дерматології). Однак при опроміненні пухлин великого розміру потрібно збільшувати потужність лазера, що призводить до зростання енергетичних витрат та вартості апаратури. Крім того, після опромінення концентрація молекулярного кисню в пухлині під час його взаємодії зі збудженим фотосенсибілізатором (ФС) (з утворенням синглетного кисню) різко спадає. Відновлення необхідної концентрації молекулярного кисню напряму залежить від кровообігу та потребує певного періоду часу, протягом якого опромінення втрачає сенс (недоцільне вигорання ФС). Опромінення прилеглих зон здорових тканин із частково накопиченим ФС при цьому може призвести до їх пошкодження та некрозу.

Для підвищення якості проведення процедури ФДТ та раціонального використання лазерного випромінювання був випробуваний спосіб модифікованої фотодинамічної терапії з вибірко-вим лазерним скануванням залежно від наявності флюоресценції. Лазерний пучок, діаметром близько 1 мм, з фіксованою часовою затримкою в кожній локальній точці та зі збереженням потрібної щільності потужності, поточно сканує вибрану зону, що визначена із урахуванням флюоресценції пухлини.

Опромінення пухлини методом вибіркового сканування, з огляду на спектральні характеристики обраного ФС (Фотолон), здійснюється основним лазерним випромінюванням із довжиною хвилі 660 нм. Для збудження флюоресценції ФС застосовується допоміжне розфокусоване лазерне випромінювання з довжиною хвилі 405 нм. Для реєстрації флюоресценції використовується камера на базі ПЗЗ-матриці. Програмне забезпечення системи (обробка зображення, визначення зон опромінення та інше) реалізується у вигляді розробленого програмного пакета «ControlS», який інсталується на персональний комп'ютер і працює в операційному середовищі Windows.

Використовуючи такий підхід, можна отримати: зменшення загальної енергетичної дози опромінення пухлини (зі збереженням потрібної щільності потужності); зменшення потужності лазерного випромінювача; більш раціональне використання ФС (витрати ФС узгоджені з наявністю у БТ молекулярного кисню).

Експериментальна перевірка системи шляхом фотодинамічної терапії карциноми мишей показала, що за ефективністю гальмування пухлинного росту така терапія не поступалась традиційній із використанням безперервного лазерного опромінення, тоді як застосована доза опромінення була меншою понад в 60 разів.

МАЙСТЕР-КЛАС

ЕНДОВЕНОЗНЕ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ В ЛІКУВАННІ ВАРИКОЗНОЇ ХВОРОБИ НИЖНІХ КІНЦІВОК

Саволюк С.І.¹, Горбовець В.С.^{1,2}, Шуляренко О.В.

¹НМАПО імені П.Л. Шупика МОЗ України;

²Київська міська клінічна лікарня № 8

Мета: оцінити можливості ендовенозного електрозварювання в комплексному лікуванні варикозної хвороби нижніх кінцівок

Матеріали і методи. Ендовенозне електрозварювання виконувалось згідно з методом, на який нами було отримано Деклараційний патент України на корисну модель №100169 від 10.07.2015 р., де застосовувався розроблений нами ендовенозний біполярний зонд, під'єднаний до електрозварювального апарату ЕК-300 М1 (Україна). Для оцінки ефекту зонда в експерименті *in vitro* на видалених підшкірних венах проведена оцінка морфологічних змін стінки вени в різних режимах апарату. Оптимальним режимом був визнаний режим «ручне зварювання» протягом 1-2 секунд на протязі кожного сегменту вени при потужності струму 40-60%. Відмічено, що під впливом ендовенозного електрозварювання відбувається денатурація та дезорганізація колагену венозної стінки без утворення коагуляційного струпу, що супроводжується спазмом вени з потовщенням її стінки та різким звуженням просвіту, який був заповнений щільним гомогенним тромбом. Значного термічного впливу за межами вени не спостерігали. В клініці вивчені результати стовбурової ендовенозної електрокоагуляції у 81 хворого з варикозною хворобою. У всіх випадках першим етапом операції було виконання верхньої та нижньої кросектомії. Наступним етапом зонд вводився в просвіт великої або малої підшкірної вени, виводився в проксимальному напрямку зі швидкістю 0,5 мм. за секунду, в режимі «ручне зварювання», потужність 50%, виконувалось ушивання ран і еластична компресія кінцівки.

Результати та їх обговорення. Середня тривалість операції склала $35 \pm 12,5$ хвилин. Середній лішко-день був $1,5 \pm 0,3$ доби. Післяопераційні ускладнення були у 3 (3,7 %) пацієнтів, всі вони були куповані консервативно. Інтенсивність болю склала $1,9 \pm 0,9$ балів за 10-бальною візуальною аналоговою шкалою.

Висновок. Ендовенозне електрозварювання за розробленою нами методикою призводить до obturaції просвіту вени, є безпечним і надійним.

ДОСВІД ЛІКУВАННЯ ВАРИКОЗНОЇ ХВОРОБИ НИЖНІХ КІНЦІВОК В УМОВАХ ПЕРШОГО МОБІЛЬНОГО ДОБРОВОЛЬЧОГО ШПИТАЛЮ ІМ. МИКОЛИ ПИРОГОВА

Горбовець В.С.^{1,2,3}, Саволюк С.І.¹, Геращенко Р.А.¹

¹НМАПО імені П.Л. Шупика, кафедра хірургії та судинної хірургії, м. Київ;

²Київська міська клінічна лікарня №8;

³Перший добровольчий мобільний шпиталь імені Миколи Пирогова,
м. Київ, Новоайдар, Попасна

Актуальність. Основним завданням хірургічного лікування варикозної хвороби нижніх кінцівок (ВХ) є усунення патологічного венозного рефлюксу в басейні великої підшкірної вени (ВПВ) та малої підшкірної вени (МПВ). В сучасній флебології найбільше поширення отримав метод ендовазальної лазерної коагуляції (ЕВЛК), в якому це завдання вирішується шляхом термічної оклюзії вен під впливом лазерного випромінювання. Аналіз застосування ЕВЛК, поряд з позитивними властивостями, також виявив певні проблеми, що пов'язані з необхідністю захисту перивенозних тканин від термічного ураження та відсутністю єдиних рекомендацій

стосовно вибору параметрів енерговпливу. Особливою проблемою, що обмежує використання ЕВЛК є висока вартість обладнання, інструментів та витратних матеріалів.

Мета роботи: покращити результати хірургічного лікування ВХ шляхом впровадження нового методу усунення патологічного венозного рефлюксу – ендовенозного електричного зварювання.

Матеріали та методи. Нами був розроблений, експериментально вивчений та впроваджений в клінічну практику метод ендовенозного електричного зварювання (ЕВЕЗ). У якості пристрою для зварювання був використаний багатофункціональний апарат для електрозварювання живих тканин ЕК - 300 М (Україна) та спеціалізовані ендовенозні біполярні інструменти. Ультразвуковий контроль проводили за допомогою апарату TOSHIBA NemioXG (Японія).

Результати. Експериментально встановлено, що протікання високочастотного модульованого струму в середині вени призводить до її оклюзії шляхом поєднання денатурованих білкових елементів крові та венозної стінки без утворення коагуляційного струпу. Були визначені оптимальні параметри ЕВЕЗ: режим «зварювання ручне», потужність 50% та дискретне переміщення інструменту всередині вени 0,5 – 1 см на секунду. Термометрія в експерименті та під час втручань показали, що максимальний термічний вплив відбувається на відстані 1 – 2 мм від електродів. Температура на поверхні вени і прилеглої тканині в момент зварювання становить 55 – 85 градусів за Цельсієм.

Перед операцією визначали характер і межі розповсюдження рефлюксу за даними ультразвукового сканування. Оперативні втручання проводили під місцевим, провідниковим або спінальним знеболенням без застосування тумесцентної анестезії. Операцію починали з кро-сектомії ВПВ і/або МПВ та обробки їх витоків. Інтервенцію ендовенозного інструменту виконували під ультразвуковим контролем в антеградному і/або в ретроградному напрямках. ЕВЕЗ проводили в режимі «зварювання ручне», з потужністю 50%, з дискретним переміщенням інструменту 0,5 – 1 см на секунду під ультразвуковим контролем. Операцію завершували виконанням мініфлебектомії і/або склероблітерації та еластичної компресії кінцівки.

Метод ЕВЕЗ був застосований у лікуванні 84 пацієнтів з ВХ С2 – С6 клінічних класів (СЕАР), в тому числі і 21 пацієнта в Новоаїдарівській та Попаснянській районних лікарнях. Серед них – 33 чоловіки та 51 жінка, віком від 28 до 77 років. Рефлюкс по ВПВ мав місце у 59 пацієнтів, рефлюкс по МПВ у 9, поєднаний рефлюкс по ВПВ і МПВ у 16. Післяопераційний больовий синдром у всіх пацієнтів був помірний і не вимагав використання наркотичних анальгетиків. Порушення функції ходи не відмічене в жодному випадку. Ускладнення післяопераційних ран були відсутні. Всім пацієнтам були призначені препарати мікронізованої очищеної фракції флавоноїдів та еластична компресія кінцівки 2-го класу терміном до 2 міс. Більшість, 62 пацієнти (73,8%), виписані на наступну добу після втручання. Решта, 22 (26,2%), перебували у стаціонарі до 3 днів у зв'язку з відсутністю умов для амбулаторного лікування. В першу добу після операції у більшості пацієнтів спостерігалися помірні гіперемія, інфільтрація і болючість по ходу ВПВ і/або МПВ. На 7 добу дані ознаки зберігалися тільки у 12 пацієнтів, та були відсутні вже на 14 добу. Стійка гіперпігментація шкіри відмічена тільки у 4 пацієнтів (4,76%) з С4 – С6 класами ВХ.

Ультразвукове сканування в першу добу після втручання виявило зменшення діаметру вен у 2 – 2,5 рази та ознаки їх оклюзії. Через 1 місяць у більшості пацієнтів були відмічені ознаки стійкої оклюзії вен. Через 2 місяці переважали явища фіброзу вен. Реканалізація окремих сегментів вен з рефлюксом були виявлені у 5 пацієнтів (5,95%). Задовільні результати у вигляді стійкої оклюзії вен отримані у 79 (94,04%) пацієнтів.

Висновки. ЕВЕЗ забезпечує стійку оклюзію ВПВ та може бути впроваджений як новий метод хірургічного лікування ВХ. ЕВЕЗ не потребує проведення тумесцентної анестезії та дозволяє зменшити післяопераційний больовий синдром. Застосування ЕВЕЗ дозволяє значно зменшити економічні витрати за рахунок використання вітчизняного обладнання.

ЛІКУВАННЯ ВАРИКОЗНОЇ ХВОРОБИ НИЖНІХ КІНЦІВОК, УСКЛАДНЕНОЇ ТРОМБОФЛЕБІТОМ, З ВИКОРИСТАННЯМ ЕНДОВАЗАЛЬНОЇ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНОЇ ОБЛІТЕРАЦІЇ

Саволук С.І.¹, Геращенко Р.А.¹, Горбовець В.С.^{1,2}

¹Національна медична академія після дипломної освіти імені П.Л. Шупика,
кафедра хірургії та судинної хірургії

²Київська міська клінічна лікарня № 8

Актуальність. Завданням хірургічного лікування варикозної хвороби, ускладненої тромбофлебітом, є видалення тромботичних мас та усунення вено-венозного рефлюксу. До теперішнього часу методи видалення тромбованих стовбурів вен, запропонованій Бебкоком та Наратом вважалися безальтернативними по-при їх травматичність та значну кількість ускладнень на фоні антикоагулянтної терапії. Пошук нового, менш травматичного методу лікування варикозної хвороби (ВХ), ускладнена тромбофлебітом (ТФ), обумовив наш інтерес до застосування технологій зварювання живих тканин. Пошук шляхів зменшення травматичності, геморагічних ускладнень, покращення косметичного ефекту втручань обумовив використання методів ендовазальної облітерації.

Мета роботи: вивчити можливість застосування електрозварювальної технології в лікуванні варикозної хвороби, ускладненої тромбофлебітом, та покращити результати її хірургічного лікування шляхом застосування методу ендовазальної електрозварювальної (ЕВЕЗ) облітерації.

Матеріали та методи. Нами був розроблений, експериментально вивчений та клінічно апробований метод ендовазальної облітерації ВПВ у лікуванні ВХ, ускладненої ТФ. У якості джерела струму був використаний багатофункціональний апарат для електричного зварювання живих м'яких тканин ЕК – 300 М та зонди оригінальної конструкції, що містять в собі електродний пристрій біполярної конфігурації для подачі високочастотного струму, а також канал для подачі фізіологічного розчину. Сонографічний контроль проводили за допомогою апарату TOSHIBA Nemio XG (Японія). Осцилограми струму та напруги реєстрували за допомогою безконтактних датчиків та пристрою реєстрації параметрів зварювання.

Результати. В серіях експериментів *in vitro* et *in vivo* було встановлено, що під впливом ендовазального електрозварювання відбувається денатурація, дезорганізація тромбу та колагену венозної стінки без утворення коагуляційного струпу, що супроводжувалося вапоризацією тромбу та оклюзією просвіту судин з потовщенням її стінки. Значного термічного впливу на навколишні тканини за межами вени не відмічалось. Оптимальним режимом ендовазального електрозварювання був встановлений режим “Ручне зварювання” впродовж 1-2 секунд на протязі окремого сегменту вени при потужості струму 40-60%. Також було відмічено зниження електричного опору тканин при подачі фізіологічного розчину у зону протікання струму, що в подальшому дозволило ефективно використовувати зонди з меншим, ніж вена, діаметром. Оперативне втручання проводили під спінальною анестезією. Кросектомію та обробку витоків ВПВ і/або МПВ проводили із типових доступів. В антеградному або ретроградному напрямку в заданий сегмент тромбованої вени під ехо-контролем вводили зонд. Проводили ехо-контрольоване ЕВЕЗ з дискретним переміщенням зонду в напрямку екстракції з поетапною вапоризацією тромбу та зварюванням вени у відповідному режимі на протязі зареєстрованого тромбофлебіту та рефлюксу. Після зашивання операційних ран проводили додаткові етапи втручань: флектомію, мініфлектомію або пункційну склерооблітерацію комунікатних та перфорантних вен. Операцію завершували еластичною компресією кінцівки. Результати оцінювали згідно даних клінічних та сонографічних обстежень на 2, 7, 14, 30 та 60 добу після втручання.

Ендовазальне електрозварювання тромбу та облітерація ВПВ була застосована у лікуванні 22 пацієнтів з ВХ С2–С4 класів захворювання. Післяопераційні ускладнення були відсутні.

Задовільні результати з регресом клінічних проявів захворювання отримано у 17 пацієнтів (77,27%). У 5 пацієнтів (22,73%) з С3 та з С4 класом захворювання на 30 та 60 добу були візуалізовані окремі сегменти ВПВ, з наявним кровотоком, що визначило показання до амбулаторної пункційної склерооблітерації.

Висновки. ЕВЕЗ забезпечує надійну вапоризацію тромбу, а також облітерацію ВПВ, та може бути успішно впроваджене як новий метод в ургентній хірургії для лікування ВХ, ускладненої ТФ. Перевагами методу є відсутність ураження паравазальної тканини, зменшення больового синдрому, відсутність ускладнень на фоні антикоагуляційної терапії, зменшення часу реабілітації та значне зменшення собівартості лікування за рахунок використання вітчизняного обладнання.

АНТИБАКТЕРІАЛЬНА СТІЙКІСТЬ ЕЛЕКТРОЗВАРНОГО З'ЄДНАННЯ

Подпрятів С.С., Подпрятів С.Є., Гичка С.Г., Слободянюк І.М., Уманець О.І.,
Ткаченко В.А., Салата В.В., Іваха В.В., Белоусов І.О., Корчак В.П., Корбут С.М.,
Щепетов В.В., Сидоренко О.В., Четвериков А.О.

Київська міська клінічна лікарня №1;

Київський центр електрозварювальної хірургії та новітніх технологій;

Головний військово-медичний клінічний центр «ГВКГ»;

ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України

Вступ. Відома клінічна ефективність застосування електрозварювання живих тканин в інфікованих тканинах вочевидь зумовлена властивостями утвореного електрозварного з'єднання.

Мета: дослідити структурні особливості електрозварного з'єднання (ЕЗ), які визначають його антибактеріальну стійкість.

Матеріал і методи: протягом 2004-2016 років створили ЕЗ тканин в умовах наявності гнійно-некротичного ураження, бактеріальної інфільтрації тканин або параканкарозного запалення у 74 хворих, віком від 24 до 72 років, чоловіків 52 та жінок 22.

Використовували електрозварювальні апарати ЕК-300М1 та ЕКВЗ-300 Патонмед, спеціалізований інструмент. Створювали ЕЗ стінок судин діаметром від 2 до 8 мм для їх перекриття, стінок нориць діаметром до 4 мм, стінок товстої кишки в міжкишковому анастомозі.

Здійснювали клінічне спостереження, посів з рани, огляд зони з'єднання з використанням колоноскопії, сонографії, доплерографії. Досліджували видалені тканини з частиною ЕЗ під світловим мікроскопом зі збільшенням до $\times 400$, з імуногістохімічним забарвленням, та під електронним мікроскопом.

Результати. Протягом післяопераційного періоду до 14 діб не спостерігали жодного випадку формування та відторгнення струпу, кровотечі з перекритих в зоні запалення судин як у черевній порожнині, так і у відкритій рані при гільотинній ампутації або розкритті флегмони, парапроктиту. Не виявили ознак рецидиву перекритої нориці на тлі гострого парапроктиту. З'єднання стінок товстої кишки в міжкишковому анастомозі не мало ознак обвуглення, фрагментації – натомість складало єдину структуру з оточуючими тканинами. В подальшому грубих рубцевих зрощень навколо анастомозу не було. Мікрофлора в ділянках створення ЕЗ була представлена аеробними та анаеробними мікроорганізмами, гноєтворною або кишковою.

При сонографії з доплерографією спостерігали збереження цілісності ЕЗ в перекритих судині, нориці, та зміну ехоструктури оточуючих тканин без формування грубого рубця в зоні ЕЗ. За колоноскопії в жодному спостереженні не виявили стенозування зони ЕЗ в анастомозі. Спроба виявити зону ЕЗ в міжкишковому анастомозі через рік після його створення була марною через однорідність структури кишки.

При морфологічному дослідженні визначили утворення під впливом дозованого електрозварного впливу цілісної біологічної структури, з високим вмістом білку, суцільної мозаїчної або суцільно-волоконної, по всій лінії створення ЕЗ, без фізичного відокремлення зони ЕЗ від інтактною тканини, без формування зон обвуглення чи глибокого некрозу. При цьому в місці створення ЕЗ частково зберігалися ядра, сполучнотканинні та еластичні волокна, з ущільненням проміжків. Поодинокі уламків клітин, фрагментованих чи ферментованих ділянок, живих бактерій в зоні ЕЗ не виявили в спостереженнях через 1, 3, 7, 9 та 14 днів – натомість на 9 добу відзначили формування зрілої сполучної тканини: ніжного рубця.

Висновки.

1. Структура ЕЗ від моменту створення є суцільною й безперервною як всередині, так по відношенню до оточуючих тканин
2. Структура ЕЗ внаслідок своєї будови та властивостей є непроникною для мікроорганізмів.
3. Структура ЕЗ не містить вільних клітинних фрагментів чи уламків, які є пусковими механізмами для чинників запалення.
4. Субстанція ЕЗ зберігається протягом 14 днів і більше і зазнає тільки часткового розсмоктування, навіть в присутності мікроорганізмів з лізуючими властивостями.

ВИДАЛЕННЯ ПУХЛИН М'ЯКИХ ТКАНИН З ВИКОРИСТАННЯМ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ

**Подпрятів С.Є., Подпрятів С.С., Корчак В.П., Белоусов І.О.,
Салата В.В., Іваха В.В.**

*Київський центр електрозварювальної хірургії та новітніх технологій;
Київська міська клінічна лікарня № 1*

ОПТИМІЗАЦІЯ ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ХРОНІЧНОГО ГЕМОРОЮ ІІІ-ІV СТАДІЇ

Бродовський С.П., Іфтодій А.Г., Козловська І.М.

ВДНЗ України «Буковинський державний медичний університет»

Представлені результати лікування пацієнтів із хронічним гемороєм ІІІ-ІV стадії за розробленим методом гемороїдектомії із застосуванням радіохвильового скальпелю «Surgitron ТМ» та подальшим заварюванням судинної ніжки за допомогою високочастотного електрокоагулятора ЕК-301М1. У пацієнтів оперованих запропонованим методом кількість інтраопераційних ускладнень та рівень крововтрати була очікувано суттєво нижчою, ніж у групі порівняння. За умови достатнього рівня володіння хірургічними навичками, розроблений метод операційного лікування знижує кількість ранніх та пізніх ускладнень та забезпечує швидке повернення до звичайного способу життя після хірургічного лікування.

ЕФЕКТИВНІСТЬ ВЧ-ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ДЛЯ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ГЕМОСТАЗУ ПРИ КАСТРАЦІЇ СІЛЬСЬКОГОСПОДАРСЬКИХ ТВАРИН

Тарнавський Д.З., Ткаченко В.В., Мельник В.В.

Національний університет біоресурсів і природокористування України, м. Київ

Висвітлені результати застосування ВЧ-електрозварювального апарату ПАТОНМЕД ЕКВЗ-300 при проведенні кастрації биків і баранів різного віку. Експериментально доведено високу ефективність, зручність і надійність цієї методики та значні її переваги над класичним методом, зокрема, швидкість та зручність проведення гемостазу кровоносних та лімфатичних судин, відсутність шовного матеріалу в тканинах та зменшення частоти післяопераційних ускладнень.

ДОСВІД ЗАСТОСУВАННЯ АПАРАТІВ КОАПТИВНОЇ КОАГУЛЯЦІЇ ПРИ МОБІЛІЗАЦІЇ ШЛУНКУ ТА КИШЕЧНИКУ

Сухін І.А.¹, Білиловець О.М.¹, Худецький І.Ю.^{2,3}, Остапенко О.М.¹, Петров А.К.¹

¹ДТГО «Південно-західна залізниця». Вузлова лікарня №1 ст. Дарниця, м. Київ;

²НТУУ «КПІ» ім. І. Сікорського, м. Київ;

³Інститут електрозварювання ім. Є.О.Патона НАН України, м. Київ

ІМЕННИЙ ПОКАЖЧИК

Абизов Р.А. 39
Абу-Шамсія Р.Н. 22
Антонова-Рафі Ю.В. 57, 58

Байштрук Е.Н. 28
Балацький Р.О. 25, 53, 54
Балашова О.И. 39
Бардаков Г.Г. 29, 35
Белоусов І.О. 64, 65
Білиловець О.М. 26, 66
Білянський Л.С. 22
Божко Н.В. 39
Бродовський С.П. 65
Булик І.І. 25, 52
Буряк Ю.З. 32, 33, 46, 50

Васильченко В.А. 32, 46, 50
Вільданов С.Р. 51
Вільховой С.О. 51
Войцехович В.С. 59

Ганжий В.В. 41
Герашенко Р.А. 61, 63
Герасенко К.М. 24
Герасимчук В.О. 44
Гичка С.Г. 33, 64
Горбовець В.С. 61(2), 63
Гоман А.В. 25, 52
Грабовський Д.А. 33, 45, 46, 50
Гур'єв С.О. 36
Гуцуляк А.І. 25, 52
Гуцуляк В.І. 25

Данілова В.А. 34
Дубенко Є.М. 22
Дубко А.Г. 43, 44, 50
Драгомирецький Н.Я. 41
Дьякова В.Н. 39

Захараш М.П. 22
Захараш Ю.М. 22
Зельніченко О.Т. 26
Зуб В.О. 29, 35
Зубаль В.І. 25, 53, 54

Іваха В.В. 64, 65
Іванова Г.В. 34
Іфтодій А.Г. 65

Калабуха І.А. 36, 42
Кваша М.С. 24, 55
Коваленко В.В. 39
Козловська І.М. 65
Кондратюк В.В. 24, 55
Косаковський А.Л. 22
Косаківська І.А. 22
Корбут С.М. 64
Корсак А.В. 32
Корчак В.П. 64, 65
Кравец Н.С. 41
Кравченко А.В. 39
Крекнин Д.А. 39
Крестянов М.Ю. 29, 35
Кременицький К.С. 43
Кривцун І.В. 26, 31, 57, 58

Ланкин Ю.Н. 28, 49
Лебедев А.В. 41, 43(2), 44
Ліходієвський В.В. 32
Лопаткін І.Є. 45
Лопаткіна К.Г. 32, 33, 45, 46, 50
Лун Цзян 24, 55
Лисенко В.М. 29, 35

Маєтний Є.М. 36, 42
Максименко В.Б. 30, 31, 34, 57, 58
Максимів О.О. 47
Манюненко С.І. 49
Маринський Г.С. 32, 33, 45, 46, 50
Мельник В.В. 66
Мосійчук С.С. 24
Мурзина В.В. 39
Музыченко П.Ф. 37

Науменко В.А. 23
Никифорак З.М. 24, 55
Никоненко А.О. 51
Ничитайло М.Ю. 25, 52

Онищенко Ю.І. 39

- Опарін С.О. 28
Осечков П.П. 28
Остапенко О.М. 26, 66
- П**асечникова Н.В. 23
Павлов С.В. 59, 66
Петров А.К. 26
Подпрятков С.Є. 33, 45, 46, 50, 64, 65
Подпрятков С.С. 33, 46, 50, 64, 65
- Р**усанов И.В. 51
Романова И.Ю. 28
- С**аволук С.І. 25, 53, 54, 61(2), 63
Салата В.В. 64, 65
Семикин В.Ф. 28
Сенчуров С.П. 49
Сердюк В.К. 32, 33, 46, 50
Сидоренко Д.Ф. 32
Сидоренко О.В. 64
Сіленко А.К. 45, 46
Слободянюк І.М. 64
Соловьев В.Г. 28
Суший Л.Ф. 28
Сухін І.А. 26, 66
- Т**арнавський Д. В. 66
Ткаченко В.А. 33, 45, 46, 50, 64
Ткаченко С.В. 33, 45, 46, 50
Ткаченко В.В. 66
Товкач Ю.В. 47
- У**манец Н.Н. 23, 64
Українець О.В. 24, 55
- Ф**урманов Ю.О. 52
Федорчук М.М. 44
- Х**мель В.В. 36, 42
Хойдра К.Ю. 56
Холін В.В. 59
Худецький І.Ю. 26, 31, 57, 58, 66
- Ц**имбалюк Я.В. 24
Цісельський Р.К. 29
- Ч**айковський Ю.Б. 32
Чвортко Н.А. 45, 46, 50
Чеботарев Е.П. 23
Четвериков А.О. 64
Чепишко С.І. 47
Чепурна О.М. 59
Черняк В.А. 37
Чернець О.В. 32, 33, 45, 46, 50
Чухрай С.М. 32
- Ш**ень Ю.М. 35
Шликов В.В. 34
Шуляренко О.В. 61
Шляхова Е.В. 39
Штонь І.О. 59
- Щ**епетов В.В. 64
- Я**рочая С.А. 43