

ИНСТИТУТ ЭЛЕКТРОСВАРКИ им. Е.О. ПАТОНА НАН УКРАИНЫ
МЕЖДУНАРОДНАЯ АССОЦИАЦИЯ «СВАРКА»
ЦЕНТР ЭЛЕКТРОСВАРОЧНОЙ ХИРУРГИИ И НОВЕЙШИХ ТЕХНОЛОГИЙ
КИЕВСКОЙ ГОРОДСКОЙ КЛИНИЧЕСКОЙ БОЛЬНИЦЫ №1



Десятая международная научно-практическая конференция

**СВАРКА И ТЕРМИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА
ЖИВЫХ ТКАНЕЙ.
ТЕОРИЯ. ПРАКТИКА. ПЕРСПЕКТИВЫ.**

**ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ.
СБОРНИК ТЕЗИСОВ ДОКЛАДОВ.**

27–28 ноября 2015 г.
г. Киев, ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины

Киев 2015

ИНСТИТУТ ЭЛЕКТРОСВАРКИ им. Е.О. ПАТОНА НАН УКРАИНЫ
МЕЖДУНАРОДНАЯ АССОЦИАЦИЯ «СВАРКА»
ЦЕНТР ЭЛЕКТРОСВАРОЧНОЙ ХИРУРГИИ И НОВЕЙШИХ ТЕХНОЛОГИЙ
КИЕВСКОЙ ГОРОДСКОЙ КЛИНИЧЕСКОЙ БОЛЬНИЦЫ № 1

X Международная научно-практическая конференция

**СВАРКА И ТЕРМИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА
ЖИВЫХ ТКАНЕЙ.
ТЕОРИЯ. ПРАКТИКА. ПЕРСПЕКТИВЫ**

Программа конференции.
Сборник тезисов докладов

27–28 ноября 2015 г.

Институт электросварки им. Е.О. Патона НАН Украины

Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: материалы X Международной науч.-практ. конф. / Под ред. Г.С. Маринского. – Киев: ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины, 2015. – 62 с.

В сборнике представлены тезисы докладов X Международной научно-практической конференции, в которых отражены научные достижения и практические результаты в области ВЧ-электросварки и термической обработки живых мягких тканей за последние годы.

Предназначен для медицинских работников, врачей хирургического профиля, организаторов здравоохранения, специалистов в области медицинской техники, а также студентов старших курсов высших медицинских учебных заведений.

Тезисы докладов печатаются в авторском варианте.

Компьютерная верстка: Д.И. Серeda, И.Р. Наумова

Свидетельство серия ДК, № 166 от 6 сентября 2000 г.

© ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины, 2015

Подписано в печать 20.11.2015. Формат 60×84/8. Бум. офс. Гарн. Times. Оригинал-макет: ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины. Тираж 250 экз. Печать: ЧП «Ростислав-С».

СОДЕРЖАНИЕ

ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ	8
ПЛЕНАРНЫЕ ДОКЛАДЫ	
<i>Косаківський А.Л., Косаківська І.А.</i> Використання електротермоадгезії при лікуванні природженого гортанного стридору	16
<i>Ничитайло М.Ю., Фурманов Ю.О., Гуцуляк А.І., Савицька І.М., Лопаткіна К.Г., Загрійчук М.С., Гоман А.В.</i> Накладання білодигестивних анастомозів в умовах жовчного перитоніту методом ВЧ-електрозварювання в експерименті	16
<i>Пасечникова Н.В., Науменко В.А., Уманец Н.Н., Малецький А.П., Чеботарев Е.П.</i> Бимануальная эндовитреальная резекция увеальной меланомы с использованием высокочастотной электросварки биологических тканей	17
<i>Пілецький А.М., Лисенко В.М., Зубаль В.І., Крестянов М.Ю., Балацький Р.О.</i> Електрозварювальні технології в лапароскопії як фактор хірургії швидкого відновлення	17
<i>Кривцун І.В., Ланкин Ю.Н., Байштрुक Е.Н., Осечков П.П., Романова І.Ю., Суший Л.Ф., Семикин В.Ф., Соловьев В.Г.</i> Исследование и моделирование процесса контактной сварки биологических тканей	19
<i>Белянський Л.С., Мирошниченко Е.Ю., Кошик Е.А., Кучер Н.Д., Абу-Шамсія Р.Н.</i> Боковое термическое повреждение стенки тонкой и толстой кишки при использовании электросварки мягких тканей в колоректальной хирургии	20
<i>Фурманов Ю.О., Сухін І.А., Худецький І.Ю., Савицька І.М., Білиловець О.М.</i> Експериментальне дослідження впливу на паренхіматозні органи високотемпературних методів розсічення та коагуляції	20
<i>Корсак А.В., Чайковський Ю.Б., Ліходієвський В.В., Маринський Г.С., Чернець О.В., Лопаткіна К.Г., Васильченко В.А., Сидоренко Д.Ф.</i> Структурні зміни епіневрію після впливу високочастотного електрохірургічного інструмента в режимі зварювання живих тканин і біполярної коагуляції	21
<i>Подпрятков С.Є., Подпрятков С.С., Гичка С.Г., Маринський Г.С., Чернець О.В., Ткаченко В.А., Ткаченко С.В., Лопаткіна К.Г., Грабовський Д.А.</i> Стадії процесу електрозварювання живих тканин	22
<i>Лун Цзян, Кваша М.С., Івашенко В.І.</i> Использование высокочастотной электросварочной технологии и холодно-плазменной коагуляции при удалении внутричерепных кистозных менингиом	22
<i>Калабуха І. А., Маєтний Є. М., Хмель О.В., Іващенко В.Є., Веремеєнко Р.А., Волошин Я.М., Хмель В.В., Брянський М.В., Олесь А.Є.</i> Електрозварювальні технології при виконанні вісцеролізу у фтизіохірургічних пацієнтів	24
<i>Супрун І.С., Гулько О.Н., Кваченюк А.Н., Таращенко Ю.Н., Негриєнко К.В.</i> Опыт применения электросварочной технологии для выполнения лапароскопической резекции надпочечников	24
<i>Пасечникова Н.В., Науменко В.А., Пухлик Е.С., Чеботарев Е.П., Уманец Н.Н.</i> Оптимизация методики энуклеации глазного яблока путем использования высокочастотной электросварки биологических тканей (клинико-экспериментальное исследование)	25
<i>Кваченюк А.М., Сук Л.Л., Черенок Є.П., Антонів В.Р.</i> Вивчення раннього післяопераційного періоду після операцій на щитоподібній залозі з використанням технології електрозварювання м'яких тканин	25

<i>Татарчук Т.Ф., Регеда С.І., Косей Н.В., Захаренко Н.Ф.</i> Використання високочастотного електрозварювання тканин у вагінальній хірургії	26
<i>Сичик М.М., Максименко В.Б., Кравчук Б.Б., Бацак Б.В., Леончук В.Л., Петканич М.М., Стасюк Ю.П., Сорочан Є.Г., Юр'єва К.О., Лафета О.О.</i> Клінічне і експериментальне обґрунтування вибору параметрів радіочастотної абляції для різних ділянок міокарду	27
<i>Вазина А.А., Ланина Н.Ф., Васильєва А.А., Забелин А.В., Корнеев В.Н., Маринский Г.С., Подпратов С.С., Гичка С.Г., Васильченко В.А., Кваша М.С., Подпратов С.Е., Лопаткіна К.Г.</i> Использование метода высокочастотной электрохирургической сварки в решении фундаментальных проблем биофизики: исследование структурного механизма модификационной адаптации биологических тканей	28
<i>Черняк В.А., Музиченко П.Ф., Сопко О.І., Яковлев Б.Ф., Семенов В.Р.</i> Порівняльний аналіз використання різних інструментальних методів тимчасової зупинки кровотеч в хірургії магістральних судин	29
СТЕНДОВЫЕ ДОКЛАДЫ	
<i>Абызов Р.А., Савчук Л.В., Божко Н.В., Шкоба Я.В.</i> Эффективность электросварочной технологии в лечении гипертрофии язычной миндалины	32
<i>Антонів В.Р., Шляхтич С.Л.</i> Застосування методу електрокоагуляції тканин та судин при операціях на щитоподібній залозі	32
<i>Белоусова И.Ю.</i> Методы лечения отслоения сетчатки	33
<i>Булавін Л.А., Вергун Л.Ю., Забашта Ю.Ф., Свечнікова О.С., Єфіменко А.С.</i> Колагеноподібна матриця як чинник, що забезпечує міцність тканин при електрозварюванні та визначає вид і обсяг їх пошкоджень	35
<i>Верещако Р.І., Сухін І.А., Бацей І.С., Білиловець О.М.</i> Мобілізації шлунку та стравоходу з використанням апаратів коаптивної коагуляції	35
<i>Ганжій В.В., Кравець Н.С., Рязанова О.Д.</i> Использование аппарата сварки мягких тканей ЕК-300М1 в хирургии абдоминальной травмы	36
<i>Дибкалюк С.В., Черняк В.А., Топорівський Б.В.</i> Переваги термічної технології ультразвуковим скальпелем перед біполярною коагуляцією при проведенні декомпресивних операцій на області шиї	37
<i>Кваша М.С., Кондратюк В.В., Никифорак З.М.</i> Хірургічне лікування параселярних менінгіом з використанням новітніх електрозварювальних технологій	38
<i>Кременецкий К.С., Драгомерецкий Н.Я., Лебедев А.В.</i> Возможности использования сшивающих хирургических аппаратов для сварки живых тканей	38
<i>Ланкин Ю.Н., Байштрук Е.Н., Осечков П.П., Романова И.Ю., Суший Л.Ф., Семикин В.Ф., Якимкин А. В., Лысейка Н.В.</i> Деформации биологических тканей при контактной сварке	39
<i>Лопаткіна К.Г., Кривцун І.В., Маринський Г.С., Чернець О. В., Лопаткін І.Є.</i> Розробка автоматизованої системи статистичної обробки експериментальних даних при ВЧ-зварюванні живих тканин	40
<i>Лопаткіна К.Г., Маринський Г.С., Чернець О. В., Подпратов С.Є., Александров А.М., Ткаченко В.А., Васильченко В.А., Сидоренко Д.Ф., Сердюк В.К., Буряк Ю.З., Чвертко Н.А., Дубко А.Г.</i> Дослідний комплекс для експериментальних досліджень ВЧ-зварювання тканин різного типу	40
<i>Лопаткіна К.Г., Маринський Г.С., Чернець О. В., Подпратов С.Є., Васильченко В.А., Сидоренко Д.Ф., Сердюк В.К., Буряк Ю.З., Грабовський Д.А.</i> Дослідження зони термічного впливу при ВЧ-зварюванні тонкої кишки при різних зусиллях стискання електродів (в експерименті)	41
<i>Лукьянчук О.В., Бондар С.В., Лукьяненко И.И., Цадзикидзе Д.О., Бондар И.С.</i> Наш опыт выполнения реконструктивно-восстановительных операций торакодозальным лоскутом у больных раком молочной железы пожилого возраста с использованием электрокоагуляторов ЕК-300М1 в маммологическом отделении ОООД	42

<i>Масалов Д.В., Худецький І.Ю., Кривцун І.В., Нікрітін О.Л., Нестерова О.І.</i> Шляхи подальшого удосконалення температурних параметрів роботи конвекційно-інфрачервоного термохірургічного інструменту	43
<i>Нестерова О.І. Худецький І.Ю., Кривцун І.В., Масалов Д.В., Нікрітін О.Л.</i> Особливості конструкторських рішень при реалізації конвективно-інфрачервоного способу обробки живих тканин	43
<i>Ничитайло М.Ю., Литвиненко О.М., Загрійчук М.С., Лукеча І.І., Гуцуляк А.І., Булик І.І., Гоман А.В., Момот О.Д.</i> Методика електрозварювання живих м'яких тканин в комплексній профілактиці постхолецистектомічного синдрому	44
<i>Нікрітін О.Л., Худецький І.Ю., Кривцун І.В., Масалов Д.В., Нестерова О.І.</i> Розробка спеціалізованого безконтактного конвекційно-інфрачервоного хірургічного інструменту	46
<i>Никоненко А.С., Вильховой С.О., Русанов И.В.</i> Преимущества применения электросварочного комплекса «ЕКВЗ-300» при трансплантации почки и операциях на щитовидной железе	46
<i>Просвітлюк П.В., Власов В.В., Бабій І.В., Калиновський С.В.</i> Застосування високочастотного електрозварювального апарату ЕК-300М1 в лікуванні первинних гриж передньобічної стінки живота	48
<i>Самбор В.К., Кваша М.С.</i> Хірургічне лікування атипичних і анапластичних менінгіом головного мозку з використанням електрозварювальних технологій	49
<i>Тарнавський Д.В., Ткаченко В.В.</i> Применение аппарата ПАТОНМЕД ЕКВЗ-300 в радикальном оперативном вмешательстве при актиномикозе крупного рогатого скота	50
<i>Хойдра К.Ю., Лебедев О.В.</i> Порівняльна характеристика різних методів роз'єднання біологічних тканин	51
<i>Худецький І.Ю., Кривцун І.В., Маринський Г.С., Чернець А.В., Полищук А.Е.</i> Общие подходы к применению реконструктивно-восстановительной технологии в ортопедии и травматологии	52
<i>Худецький І.Ю., Кривцун І.В., Масалов Д.В., Нікрітін О.Л., Нестерова О.І.</i> Розробка багатofункціональних електротермохірургічних апаратів – перспективний напрямок медичного приладобудування	53
<i>Шуляренко В.А., Гвоздяк М.М., Сіряченко В.Г., Ігнатов І.М., Шуляренко О.В., Геращенко Р.А.</i> Електрозварювання при однопортовій та трипортовій лапароскопічній холецистектомії	53
<i>Ярова С.О., Лебедев О.В.</i> Методика дослідження і проектування електрохірургічного пінцета в середовищі SolidWorks	54
МАСТЕР-КЛАСС	
<i>Паламарчук В.І., Пілецький А.М., Горбовець В.С., Лисенко В.М.</i> Електрозварювальна ендозвально облітерація у флебології	56
<i>Пілецький А.М., Лисенко В.М., Крестьянов М.Ю., Потапов О.А.</i> Високочастотне контактне електрозварювання очеревини	57
<i>Подпрятков С.Є., Подпрятков С.С., Ткаченко В.А., Іваха В.В., Грабовський Д.А., Салата В.В., Белоусов І.О., Корчак В.П.</i> Новий досвід Київського міського центру електрозварювальних та новітніх технологій в використанні модернізованих програм електрозварювання живих тканин в ході хірургічних втручань. Переваги технології при видаленні рецидивних пухлин з опромінених тканин	58
<i>Подпрятков С.Є., Гичка С.Г., Подпрятков С.С., Салата В.В., Маринський Г.С., Іваха В.В., Ткаченко В.А., Белоусов І.О., Чернець О.В., Корчак В.П.</i> Надійність електрозварювального гемостазу при виконанні ампутації нижньої кінцівки на тлі флегмони або гангрені	59
<i>Подпрятков С.С., Уманець О.І., Гичка С.Г., Белоусов І.О., Маринський Г.С., Ткаченко В.А., Чернець О.В., Корчак В.П.</i> Первинне радикальне електрозварювальне перекриття гнійного ходу у сфінктері на тлі гострого парапроктиту (ГП)	60
<i>Тарнавський Д.В., Ткаченко В.В.</i> Применение аппарата ПАТОНМЕД ЕКВЗ-300 в радикальном оперативном вмешательстве при актиномикозе крупного рогатого скота	60

ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ

ПРОГРАММА*

**X Международной научно-практической конференции
«СВАРКА И ТЕРМИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ЖИВЫХ ТКАНЕЙ.
ТЕОРИЯ. ПРАКТИКА. ПЕРСПЕКТИВЫ»**

27–28 ноября 2015 г.

Конференц-зал ИЭС им. Е.О.Патона НАН Украины
г. Киев, ул. Казимира Малевича (Боженко), 11, 2-й этаж

27 ноября 2015 г., пятница

8:30–10:00

Регистрация участников конференции

10:00–10:30

Открытие конференции

Заместитель директора Института электросварки им. Е.О. Патона
НАН Украины академик НАН Украины **КРИВЦУН И.В.**
Приветствие почетных гостей конференции.

ПЛЕНАРНЫЕ ДОКЛАДЫ

10:30–10:50 **Використання електротермоадгезії при лікуванні природженого гортанного стридору**

Косаковський А. Л., Косаківська І. А.
НМАПО ім. П.Л.Шупика, м.Київ

10:50–11:10 **Накладання білідигестивних анастомозів в умовах жовчного перитоніту методом ВЧ-електрозварювання в експерименті**

Ничитайло М.Ю.¹, Фурманов Ю.О.¹, Гуцуляк А.І.¹, Савицька І.М.¹, Лопаткіна К.Г.²,
Загрійчук М.С.¹, Гоман А.В.¹

¹*Національний інститут хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова НАМН України, м. Київ;*

²*Інститут електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України, м. Київ*

11:10–11:30 **Бимануальная эндовитреальная резекция увеальной меланомы с использованием высокочастотной электросварки биологических тканей**

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

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

11:30–11:50 **Електрозварювальні технології в лапароскопії як фактор хірургії швидкого відновлення**

Пілецький А.М., Лисенко В.М., Зубаль В.І., Крестянов М.Ю., Балацький Р.О.

Кафедра хірургії та судинної хірургії НМАПО ім. П.Л.Шупика МОЗ України; Київська міська клінічна лікарня №8

* В программе конференции возможны изменения.

- 11:50–12:10 **Исследование и моделирование процесса контактной сварки биологических тканей**
Кривцун И.В., Ланкин Ю.Н., Байштрук Е.Н., Осечков П.П., Романова И.Ю., Суший Л.Ф., Семикин В.Ф., Соловьев В.Г.
Институт электросварки им. Е.О.Патона НАН Украины, г. Киев
- 12:10–12:30 **Боковое термическое повреждение стенки тонкой и толстой кишки при использовании электросварки мягких тканей в колоректальной хирургии**
Белянский Л.С.¹, Мирошниченко Е.Ю.¹, Кошик Е.А.², Кучер Н.Д.¹, Абу-Шамсия Р.Н.¹
¹Национальный медицинский университет им. А.А.Богомольца, кафедра хирургии №1;
²Патоморфологическая лаборатория CSD Health Care
- 12:30–12:50 **Експериментальне дослідження впливу на паренхіматозні органи високотемпературних методів розсічення та коагуляції**
Фурманов Ю.О., Сухін І.А., Худецький І.Ю., Савицька І.М., Білиловець О.М.
Національний інститут хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова НАМН України, відділ експериментальної хірургії;
Інститут електросварювання ім. Є.О.Патона НАН України;
ДТГО «Південно-західна залізниця», Вузлова лікарня №1 ст. Дарниця
- 13:00–14:00 **ПЕРЕРЫВ**
- 14:00–14:20 **Структурні зміни епіневрїю після впливу високочастотного електрохірургічного інструмента в режимі зварювання живих тканин і біполярної коагуляції**
Корсак А.В., Чайковський Ю.Б., Ліходієвський В.В., Маринський Г.С., Чернець О.В., Лопаткіна К.Г., Васильченко В.А., Сидоренко Д.Ф.
Національний медичний університет ім. О.О.Богомольця, м. Київ;
Інститут електросварювання ім. Є.О.Патона НАН України, м. Київ
- 14:20–14:40 **Стадії процесу електросварювання живих тканин**
Подпрятков С.Є., Подпрятков С.С., Гичка С.Г., Маринський Г.С., Чернець О.В., Ткаченко В.А., Ткаченко С.В., Лопаткіна К.Г., Грабовський Д.А.
Київський міський центр електросварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій;
Інститут електросварювання ім.Є.О.Патона НАН України, м. Київ
- 14:40–15:00 **Использование высокочастотной электросварочной технологии и холодно-плазменной коагуляции при удалении внутричерепных кистозных менингиом**
Лун Цзян, Кваша М. С., Ивашенко В. И.
ГУ «Институт нейрохирургии им.акад. А.П.Ромоданова НАМН Украины», г. Киев
- 15:00–15:20 **Електросварювальні технології при виконанні вісцеролізу у фтизіохірургічних пацієнтів**
Калабуха І. А., Маєтний Є. М., Хмель О.В., Іващенко В.Є., Веремеєнко Р.А., Волошин Я.М., Хмель В.В., Брянський М.В., Олесь А.Є.
Державна установа «Національний інститут фтизіатрії і пульмонології ім. Ф. Г. Яновського Національної академії медичних наук України», м. Київ
- 15:20–15:40 **Опыт применения электросварочной технологии для выполнения лапароскопической резекции надпочечников**
Супрун И.С.¹, Гулько О.Н.², Кваченюк А.Н.¹, Тарашенко Ю. Н.¹, Негриенко К.В.¹
¹ГУ «Институт эндокринологии и обмена веществ им. В.П. Комиссаренко НАМН Украины», г. Киев;
²Национальный институт хирургии и трансплантологии им. А.А. Шалимова НАМН Украины, г. Киев
- 15:40–16:00 **Оптимизация методики энуклеации глазного яблока путем использования высокочастотной электросварки биологических тканей (клинико-экспериментальное исследование)**
Пасечникова Н.В., Науменко В.А., Пухлик Е.С., Чеботарев Е.П., Уманец Н.Н.
ГУ «Институт глазных болезней и тканевой терапии им. В.П. Филатова НАМН Украины», г. Одесса

- 16:00–16:20 **Вивчення раннього післяопераційного періоду після операцій на щитоподібній залозі з використанням технології електрозварювання м'яких тканин**
Кваченюк А.М.¹, Сук Л.Л.¹, Черенок Є.П.², Антонів В.Р.³
¹Інститут ендокринології та обміну речовин ім. В.П. Комісаренка НАМН України, м. Київ;
²Бориспільська центральна районна лікарня;
³Національний медичний університет ім. О.О.Богомольця, м. Київ
- 16:20–16:40 **Використання високочастотного електрозварювання тканин у вагінальній хірургії**
Татарчук Т.Ф., Регеда С.І., Косей Н.В., Захаренко Н.Ф.
ДУ «Інститут педіатрії, акушерства і гінекології НАМН України», м. Київ
- 16:40–17:00 **Клінічне і експериментальне обґрунтування вибору параметрів радіочастотної абляції для різних ділянок міокарду**
Сичик М.М.^{1,2}, Максименко В.Б.^{1,2}, Кравчук Б.Б.¹, Бацак Б.В.¹, Леончук В.Л.¹, Петканич М.М.¹, Стасюк Ю.П.², Сорочан Є.Г.², Юр'єва К.О.², Лафета О.О.²
¹Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної Академії медичних наук України»;
²НТУУ «Київський політехнічний інститут»
- 17:00–17:20 **Использование метода высокочастотной электрохирургической сварки в решении фундаментальных проблем биофизики: исследование структурного механизма модификационной адаптации биологических тканей**
Вазина А.А.¹, Ланина Н.Ф.¹, Васильева А.А.¹, Забелин А.В.², Корнеев В.Н.³, Маринский Г.С.⁴, Подпратов С.С.⁵, Гичка С.Г.⁵, Васильченко В.А.⁴, Кваша М.С.⁶, Подпратов С.Е.⁵, Лопаткина К.Г.⁴
¹Інститут теоретической и експериментальной биофизики РАН, Пуццино;
²НИЦ «Курчатовский институт», Москва;
³Інститут биофизики клетки РАН, Пуццино;
⁴Інститут електросварки ім. Е.О. Патона НАН України, Київ;
⁵Киевская городская клиническая больница № 1, Киев;
⁶Інститут нейрохірургії ім. А.П. Ромоданова, Киев
- 17:20–17:40 **Порівняльний аналіз використання різних інструментальних методів тимчасової зупинки кровотеч в хірургії магістральних судин**
Черняк В.А., Музиченко П.Ф., Сопко О.І., Яковлев Б.Ф., Семенов В.Р.
Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця,
Кафедра оперативної хірургії та топографічної анатомії, м. Київ

СТЕНДОВЫЕ ДОКЛАДЫ

(холл 2 этажа корп. № 4 ИЭС им.Е.О.Патона НАН Украины)

13:00–18:00

1. **Эффективность электросварочной технологии в лечении гипертрофии язычной миндалины**
Абызов Р.А., Савчук Л.В., Божко Н.В., Шкоба Я.В.
НМАПО им. П.Л. Шупика, г. Киев
2. **Застосування методу електрокоагуляції тканин та судин при операціях на щитоподібній залозі**
Антонів В.Р.¹, Шляхтич С.Л.²
¹*Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, м. Київ;*
²*Київський міський центр ендокринної хірургії*
3. **Методы лечения отслоения сетчатки**
Белоусова И.Ю.
НТУУ «Киевский политехнический институт», г. Киев
4. **Колагеноподібна матриця як чинник, що забезпечує міцність тканин при електросварюванні та визначає вид і обсяг їх пошкоджень**
Булавін Л.А., Вергун Л.Ю., Забашта Ю.Ф., Свечнікова О.С., Єфіменко А.С.
Київський національний університет ім. Т.Шевченка, фізичний факультет
5. **Мобілізації шлунку та стравоходу з використанням апаратів коагтивної коагуляції**
Верещако Р.І., Сухін І.А., Бацей І.С., Білиловець О.М.
ВЛ №1 ст. «Дарниця»
6. **Использование аппарата сварки мягких тканей ЕК-300М1 в хирургии абдоминальной травмы**
Ганжий В.В., Кравец Н.С., Рязанова О.Д.
Кафедра общей хирургии с уходом за больными Запорожского государственного медицинского университета
7. **Преваги термічної технології ультразвуковим скальпелем перед біполярною коагуляцією при проведенні декомпресивних операцій на області шиї**
Дибкалюк С.В., Черняк В.А., Топорівський Б.В.
Національна медична академія післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика, м. Київ;
Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, м. Київ
8. **Хірургічне лікування параселярних менінгіом з використанням новітніх електросварювальних технологій**
Кваша М.С., Кондратюк В.В., Никифорак З.М.
ГУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П.Ромоданова НАМН України»;
Клініка позамозкових пухлин
9. **Возможности использования сшивающих хирургических аппаратов для сварки живых тканей**
Кременецкий К. С., Драгомерецкий Н. Я., Лебедев А.В.
НТУУ «Киевский политехнический институт», г. Киев;
Институт электросварки им. Е.О. Патона НАН Украины, г. Киев
10. **Деформации биологических тканей при контактной сварке**
Ланкин Ю.Н.¹, Байштрук Е.Н.¹, Осечков П.П.¹, Романова И.Ю.¹, Суший Л.Ф.¹, Семикин В.Ф.¹, Якимкин А. В.¹, Лысейка Н.В.²
¹*Институт электросварки им. Е.О.Патона НАН Украины, г.Киев*
²*Національний медичний університет ім. А.А. Богомольця, г.Киев*

11. **Розробка автоматизованої системи статистичної обробки експериментальних даних при ВЧ-зварюванні живих тканин**
Лопаткіна К.Г.¹, Кривцун І.В.¹, Маринський Г.С.¹, Чернець О. В.¹, Лопаткін І.Є.²
¹Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ
²Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ
12. **Дослідний комплекс для експериментальних досліджень ВЧ-зварювання тканин різного типу**
Лопаткіна К.Г.¹, Маринський Г.С.¹, Чернець О. В.¹, Подпрятков С.Є.^{2,1}, Александров А.М.¹, Ткаченко В.А.¹, Васильченко В.А.¹, Сидоренко Д.Ф.¹, Сердюк В.К.¹, Буряк Ю.З.¹, Чвертко Н.А.¹, Дубко А.Г.¹
¹Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ
²Київський міський центр електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій
13. **Дослідження зони термічного впливу при ВЧ-зварюванні тонкої кишки при різних зусиллях стискання електродів (в експерименті)**
Лопаткіна К.Г.¹, Маринський Г.С.¹, Чернець О. В.¹, Подпрятков С.Є.², Васильченко В.А.¹, Сидоренко Д.Ф.¹, Сердюк В.К.¹, Буряк Ю.З.¹, Грабовський Д.А.¹
¹Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;
²Київський міський центр електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій, м. Київ
14. **Наш опыт выполнения реконструктивно-восстановительных операций торакодогальным лоскутом у больных раком молочной железы пожилого возраста с использованием электрокоагуляторов ЕК-300М1 в маммологическом отделении ООД**
Лукьянчук О.В., Бондар С.В., Лукьяненко И.И., Цадзикидзе Д.О., Бондар И.С.
Одесский областной онкологический диспансер;
Региональный маммологический центр
15. **Шляхи подальшого удосконалення температурних параметрів роботи конвекційно-інфрачервоного термохірургічного інструмента**
Масалов Д.В.¹, Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.¹, Нікрітін О.Л.¹, Нестерова О.І.¹
¹Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;
²НТУУ «Київський політехнічний інститут», м. Київ
16. **Особливості конструкторських рішень при реалізації конвективно-інфрачервоного способу обробки живих тканин**
Нестерова О.І.¹, Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.¹, Масалов Д.В.¹, Нікрітін О.Л.¹
¹Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;
²НТУУ «Київський політехнічний інститут», м. Київ
17. **Методика електрозварювання живих м'яких тканин в комплексній профілактиці постхолестицистектомічного синдрому**
Ничитайло М.Ю., Литвиненко О.М., Загрійчук М.С., Лукеча І.І., Гуцуляк А.І., Булик І.І., Гоман А.В., Момот О.Д.
Національний інститут хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова НАМН України, відділ лапароскопічної хірургії та холелітіазу
18. **Розробка спеціалізованого безконтактного конвекційно-інфрачервоного хірургічного інструмента**
Нікрітін О.Л.¹, Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.¹, Масалов Д.В.¹, Нестерова О.І.¹
¹Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;
²НТУУ «Київський політехнічний інститут», м. Київ
19. **Преимущества применения электросварочного комплекса «ЕКВЗ-300» при трансплантации почки и операциях на щитовидной железе**
Никоненко А.С., Вильховой С.О., Русанов И.В.
ГУ «Запорожская медицинская академия последипломного образования МОЗ Украины», Запорожский государственный медицинский университет

20. **Застосування височастотного електрозварювального апарату ЕК-300М1 в лікуванні первинних гриж передньобічної стінки живота**
Просвітлюк П.В., Власов В.В., Бабій І.В., Калиновський С.В.
Хмельницька обласна лікарня; Вінницький національний медичний університет
21. **Хірургічне лікування атипичних і анапластичних менінгіом головного мозку з використанням електрозварювальних технологій**
Самбор В. К., Кваша М.С.
ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А. П. Ромоданова НАМН України», м. Київ
22. **Применение аппарата ПАТОНМЕД ЕКВЗ-300 в радикальном оперативном вмешательстве при актиномикозе крупного рогатого скота**
Тарнавский Д.В., Ткаченко В.В.
Национальный университет биоресурсов и природопользования Украины, г. Киев
23. **Порівняльна характеристика різних методів роз'єднання біологічних тканин**
Хойдра К.Ю.², Лебедев О.В.¹
*¹Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;
²НТУУ «Київський політехнічний інститут», м. Київ*
24. **Общие подходы к применению реконструктивно-восстановительной технологии в ортопедии и травматологии**
Худецкий И.Ю.^{1,2}, Кривцун И.В.¹, Маринский Г.С.¹, Чернец А.В.¹, Полищук А.Е.²
*¹Інститут електросварки ім.Є.О.Патона НАН України, г. Киев
²ФБМИ НТУУ «Киевский политехнический институт», г. Киев*
25. **Розробка багатофункціональних електротермохірургічних апаратів — перспективний напрямок медичного приладобудування**
Худецкий І.Ю., Кривцун І.В., Масалов Д.В., Нікрітін О.Л., Нестерова О.І.
*¹Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ
²НТУУ «Київський політехнічний інститут», м. Київ*
26. **Електрозварювання при однопортовій та трипортовій лапароскопічній холецистектомії**
Шуляренко В.А., Гвоздяк М.М., Сіряченко В.Г., Ігнатов І.М., Шуляренко О.В., Геращенко Р.А.
*Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика МОЗ України;
Київська міська клінічна лікарня № 8, Клініка «Медіком»*
27. **Методика дослідження і проектування електрохірургічного пінцета в середовищі SolidWorks**
Ярова С.О., Лебедев О.В.
Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона, м. Київ, НТУУ «Київський політехнічний інститут», м. Київ

МАСТЕР-КЛАСС

Применение электросварочных технологий, специальных оборудования и инструментов в условиях проведения хирургических операций

28 ноября 2015 г., суббота

Конференц-зал ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины,
г. Киев, ул. К. Малевича (Боженко), 11, 2-й этаж

10:00-14:00

- 1. Електрозварювальна ендовазальна облітерація у флебології**
Паламарчук В.І., Пілецький А.М., Горбовець В.С., Лисенко В.М.
*Кафедра хірургії та судинної хірургії НМАПО ім. П.Л. Шупика МОЗ України, м. Київ;
Київська міська клінічна лікарня №8*
- 2. Високочастотне контактне електрозварювання очеревини**
Пілецький А.М., Лисенко В.М., Крестьянов М.Ю., Потапов О.А.
*Кафедра хірургії та судинної хірургії НМАПО ім. П.Л. Шупика МОЗ України, м. Київ;
Київська міська клінічна лікарня №8*
- 3. Новий досвід Київського міського центру електрозварювальних та новітніх технологій в використанні модернізованих програм електрозварювання живих тканин в ході хірургічних втручань. Переваги технології при видаленні рецидивних пухлин з опромінених тканин**
Подпрятков С.Є., Подпрятков С.С., Ткаченко В.А., Іваха В.В., Грабовський Д.А., Салата В.В., Белоусов І.О., Корчак В.П.
*Київський міський центр електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій;
Київська міська клінічна лікарня №1;
Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України*
- 4. Надійність електрозварювального гемостазу при виконанні ампутації нижньої кінцівки на тлі флегмони або гангрени**
Подпрятков С.Є., Гичка С.Г., Подпрятков С.С., Салата В.В., Маринський Г.С., Іваха В.В., Ткаченко В.А., Белоусов І.О., Чернець О.В., Корчак В.П.
*Київський міський центр електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій;
Київська міська клінічна лікарня №1;
Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ*
- 5. Первинне радикальне електрозварювальне перекриття гнійного ходу у сфінктері на тлі гострого парапроктиту (ГП)**
Подпрятков С.С.^{1,3}, Уманець О.І.⁴, Гичка С.Г.³, Белоусов І.О.^{1,3}, Маринський Г.С.², Ткаченко В.А.², Чернець О.В.², Корчак В.П.³
*¹Київський міський центр електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій;
²Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України;
³Київська міська клінічна лікарня № 1;
⁴Головний військово-медичний клінічний центр «ГВКГ» (ГВМКЦ)*
- 6. Применение аппарата ПАТОНМЕД ЕКВЗ-300 в радикальном оперативном вмешательстве при актиномикозе крупного рогатого скота**
Тарнавский Д.В., Ткаченко В.В.
Национальный университет биоресурсов и природопользования Украины, г. Киев

Закритие конференції

ПЛЕНАРНЫЕ ДОКЛАДЫ

ВИКОРИСТАННЯ ЕЛЕКТРОТЕРМОАДГЕЗІЇ ПРИ ЛІКУВАННІ ПРИРОДЖЕНОГО ГОРТАННОГО СТРИДОРУ

Косаківський А. Л., Косаківська І. А.

НМАПО ім. П.Л. Шупика, м. Київ

Вступ. У дітей з природженим гортанним стридором при декомпенсованому стенозі гортані має місце гіпоксія, що вимагає оперативного лікування. В таких випадках, як правило, виконується нижня трахеотомія, а через 1,5-2 роки, по мірі росту гортані, проводиться декануляція. Однак, в окремих випадках деканулювати дітей неможливо.

Метою дослідження було підвищення ефективності лікування дітей з природженим гортанним стридором.

Матеріал та методи. Під нашим спостереженням в клініці перебувало 11 дітей з природженим гортанним стридором, зумовленим ларингомаляцією, віком від 3 міс. до 17 років. У 9 випадках при прямій ларингоскопії було виявлено гіперплазію слизової оболонки черпало-надгортанних складок, які при вдосі зміщувались в просвіт гортані та викликали утруднене дихання. У 2 дітей була виявлена хондромалія надгортанника, який під час вдиху присмоктувався до стінок гортані, що супроводжувалось вираженням порушенням дихання, особливо при фізичному навантаженні. В однієї дитини порушення дихання за рахунок зміщення надгортанника при вдосі спостерігалось до 17-річного віку і проявлялось в більшій мірі під час сну.

3 пацієнтам з природженим стридором гортані було виконано нижню трахеостомію, у 6 дітей з гіперплазією черпало-надгортанних складок було застосовано розроблений нами спосіб супраглотопластики з використанням електротермоадгезії без трахеостомії, а при хондромалії надгортанника проводили епіглотопексію з накладанням вузлуватих вікрилових швів та застосуванням електрозварювальної технології.

Результати та обговорення. В результаті лікування у всіх дітей було відновлено дихання через природні дихальні шляхи. З 3 пацієнтів, яким була виконана трахеотомія, у продовж 2 років були деканульовані 2 дитини. У одного пацієнта через 4 роки після трахеотомії, яка була виконана в 3-місячному віці, провести декануляцію не було можливості, оскільки мав місце декомпенсований стеноз гортані за рахунок зміщення гіперплазованих черпало-надгортанних складок, які при вдосі перекривали просвіт гортані. Дитині було проведено супраглотопластику за розробленою методикою, після чого через 10 днів дитина була деканульована, дихання через природні шляхи відновлено в повному обсязі.

Висновки. 1. У дітей з природженим гортанним стридором, зумовленим ларингомаляцією, спостерігається гіперплазія слизової оболонки гортані в ділянці черпало-надгортанних складок, яка при вдосі перекриває просвіт гортані.

2. Наявність гіперплазії слизової оболонки гортані в ділянці черпало-надгортанних складок та надмірна її мобільність при вдиху є показом до супраглотопластики.

3. Розроблена методика супраглотопластики з використанням електротермоадгезії дозволяє відновити дихальну функцію гортані без трахеостомії та скоротити тривалість лікування.

НАКЛАДАННЯ БІЛЮДИГЕСТИВНИХ АНАСТОМОЗІВ В УМОВАХ ЖОВЧНОГО ПЕРИТОНІТУ МЕТОДОМ ВЧ-ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ В ЕКСПЕРИМЕНТІ

*Ничитайло М.Ю.¹, Фурманов Ю.О.¹, Гуцуляк А.І.¹, Савицька І.М.¹,
Лопаткіна К.Г.², Загрійчук М.С.¹, Гоман А.В.¹*

¹Національний інститут хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова НАМН України, м. Київ;

²Інститут електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України, м. Київ

БИМАНУАЛЬНАЯ ЭНДОВИТРЕАЛЬНАЯ РЕЗЕКЦИЯ УВЕАЛЬНОЙ МЕЛАНОМЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОСВАРКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

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

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

Актуальность. Эндорезекция увеальной меланомы рассматривается, как альтернативный вариант лечения при больших размерах опухоли или когда применение лазерной и лучевой терапии невозможно или ограничено. Основной проблемой при эндорезекции остается интраоперационное кровотечение.

Цель. Изучить эффективность бимануальной эндовитреальной резекции увеальной меланомы с использованием высокочастотной электросварки биологических тканей.

Материал и методы. Под наблюдением находилось 4 пациента (4 глаза) с диагнозом увеальная меланома. С целью девитализации во всех случаях выполнялась транспупиллярная термотерапия и брахитерапия. В последующем выполнялась витрэктомия. Оценивали наличие геморрагических осложнений во время операции и в раннем послеоперационном периоде.

Результаты. Во всех случаях увеальная меланома была полностью удалена без интраоперационных осложнений в пределах здоровых тканей. Во всех случаях оппозитно локализации новообразования в 4 мм от лимба устанавливался дополнительный источник освещения модели Chandelier (25g), что позволило выполнять эндорезекцию опухоли бимануально, одномоментно используя витреотом и эндовитреальный зонд для высокочастотной электросварки биологических тканей. Операция завершалась тампонадой витреальной полости силиконовым маслом. В раннем послеоперационном периоде значимых геморрагических осложнений не отмечалось. У одного больного по краю хирургической хориоретинальной коллоидной оболочки диагностировалось локальное преретинальное кровоизлияние. Прилегания сетчатки удалось достичь во всех случаях.

Заключение. Предложенная техника бимануальной эндорезекции увеальной меланомы с использованием высокочастотной электросварки биологических тканей позволяет исключить интраоперационные геморрагические осложнения во всех случаях.

ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНІ ТЕХНОЛОГІЇ В ЛАПАРОСКОПІ, ЯК ФАКТОР ХІРУРГІЇ ШВИДКОГО ВІДНОВЛЕННЯ

Пілецький А.М., Лисенко В.М., Зубаль В.І., Крестянов М.Ю., Балацький Р.О.

Кафедра хірургії та судинної хірургії НМАПО імені П.Л. Шупика МОЗ України;

Київська міська клінічна лікарня №8

Вступ. Хірургія швидкого відновлення, або Fast track surgery (FTS) являє собою принципово новий підхід до хірургічного лікування хворих, та передбачає перегляд багатьох стандартів, що давно стали класичними. Як і будь-яка інноваційна технологія, FTS має як прихильників, так і супротивників. Водночас помітні успіхи даної програми, що спрямовані на мінімізацію травматичного впливу і зниженню ризику післяопераційних ускладнень, дозволяють сьогодні визнати FTS окремою і значущою гілкою еволюції хірургічного лікування.

Програма FTS вперше була розроблена датським професором Henrik Kehlet в 90 рр. ХХ століття. Згідно з визначенням її автора, програма FTS «...передбачає застосування епідуральної або регіонарної анестезії, малоінвазивних оперативних втручань і техніки агресивної післяопераційної реабілітації, що включає раннє ентеральне харчування і ранню активізацію. У комбінації ці заходи дозволяють знизити стресорні реакції організму і значно скоротити час, необхідний для повного відновлення».

Матеріал і методи. В клінічний матеріал включені хворі віком від 23 до 76 років, що перебували на лікуванні в хірургічних відділеннях клініки хірургії та судинної хірургії НМАПО імені П.Л.Шупика в 2014–2015рр. В нашій роботі втілена програма FTS при виконанні 193 лапароскопічних втручаннях: 128(66,3%) холецистектомій, 42(21,8%) апендектомії та 23(11,9%) діагностичних. В плановому порядку оперовано 98(50,7%), в ургентному — 95(49,3%) хворих. Було використано більшість із 17-ти fast track факторів запропонованих J.Wind (2006p), що охопили всі фази періопераційної терапії: до-, інтра- та післяопераційну.

Були враховані: вік, вага, зріст, індекс маси тіла, тривалість операції та післяопераційного перебування в стаціонарі, рівень больових відчуттів за візуально – аналоговою шкалою болі (ВАШ) через 6, 12 і 24 години після операції, задоволеність пацієнта результатом лікування за 5-бальною шкалою при виписці, на 14-у та 30 добу після операції. Всі оперативні втручання виконані під спінальною анестезією в поєднанні з правобічною поверхневою блокадою шийного сплетіння лонгокаїном (0,25 % — 10мл) і термінальною анестезією поверхні діафрагми та черевини спреєм лідокаїну (0,25 % — 20мл). (Патент на корисну модель № 52277 «Спосіб знеболення лапароскопічних абдомінальних операцій поєднанням спінальної анестезії, поверхневої блокади шийного сплетення та термінальної анестезії діафрагми». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 25.08.2010. Патент на корисну модель № 90814 «Пристрій для виконання термінальної анестезії діафрагми при лапароскопії». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 10.06.2014.)

Лапароскопічна холецистектомія проводилася за стандартною методикою з 4 троакарних доступів (2 — по 10 мм і 2 по 5 мм.). Виділення та препаровку жовчного міхура здійснювали ендодісектором з використанням ВЧ-електрозварювального коагулятора ЕКВ3-300 з автоматичною системою управління (Патент на корисну модель №97473 «Спосіб обробки міхурової протоки з артерією». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 10.03.2015.) Операція проводиться на «сухому» операційному полі з відсутністю в процесі зварювання виділення диму і неприємного запаху.

При лапароскопічній апендектомії також застосовували ВЧ-електрозварювальний коагулятор ЕКВ3-300 з автоматичною системою управління для обробки брижі та формування кукси червоподібного відростка (Патент на корисну модель №97473 «Спосіб обробки червоподібного відростка з брижею». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 10.03.2015.)

Необхідність в дренажуванні черевної порожнини виникла в 16(8,3 %) із 193 оперованих хворих - 3(1,6 %) з перивезикальним інфільтратом при виконанні лапароскопічної холецистектомії, 5(2,6 %) з деструктивним апендицитом при лапароскопічній апендектомії, дифузним серозно-фібринозним перитонітом та 8(4,1 %) з аднекситом, пельвіоперитонітом після діагностичної лапароскопії.

Гістологічно: в 11(26,2 %) спостережень зафіксовано катаральний, у 23(54,8 %) — флегмонозний, у 5(11,9 %) — гангренозний апендицит, в 2(4,7 %) випадках з інфільтратом та в 1(2,4) випадку з периапендикулярним абсцесом. Жовчний міхур в 85(66,4 %) випадках з ознаками хронічного запалення, в 29(22,7 %) — флегмонозний та в 14(10,9 %) — гангренозний холецистит.

Результати роботи. В інтра- та післяопераційному періодах ніяких ускладнень, безпосередньо пов'язаних із виконанням лапароскопії та спінальної анестезії не спостерігали. Конверсії відсутні. Тривалість операції коливалась від 15 до 65 хвилин (в середньому 40 хвилин). Рівень больових відчуттів за ВАШ пацієнти оцінили в $2,5 \pm 0,3$ бали, задоволеністю результатом лікування — в $4,6 \pm 0,2$ бали. Середній ліжко-день хворого в стаціонарі склав $1,5 \pm 0,5$ доби. Переважна більшість 165 (85,5 %) хворих виписана в перші 18 ± 2 години після операції. Ці хворі почували себе комфортно і не потребували подальшого нагляду та медикаментозного лікування. Вся необхідна медикація була проведена в до- та інтраопераційному періодах.

В перші 4–6 годин після операції у 22 (11,4%) хворих виник больовий плечелопатковий (френікус) синдром, який у 18(81,8 %) був ліквідований шляхом введенням спазмолітичних та нестероїдних протизапальних препаратів, а в 4(18,2 %) після виконання поверхневої блокади шийного сплетення на рівні С4. (Патент на корисну модель «Спосіб профілактики та лікування постлапароскопічного больового плече-лопаткового синдрому» номер заявки у 2013 13163 від 12.11.2013).

Висновки. Мультимодальна програма FTS в поєднанні з електрозварювальними технологіями значно підвищує ефективність лапароскопічного втручання, забезпечує комфортний до-, інтра- та післяопераційний перебіг, сприяє скороченню термінів реабілітації та зменшенню витрат на лікування.

ИССЛЕДОВАНИЕ И МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА КОНТАКТНОЙ СВАРКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

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

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

Биологические ткани являются композитными материалами. Для лучшего понимания процессов, происходящих при контактной сварке биологических тканей, желательно знать свойства и вклад в общую картину каждой составляющей композита.

Электрическая проводимость биологических тканей определяется электролитами, содержащимися в них. По электрическим свойствам к тканевым электролитам наиболее близок физиологический раствор, содержащий 0,9 % NaCl. Показано, что полное сопротивление (импеданс) физиологического раствора зависит от частоты сварочного тока. С ростом частоты до 10–15 кГц импеданс уменьшается, после чего почти не изменяется. Оказалось, что для электродов из меди и аустенитной нержавеющей стали, обычно применяемых для электросварочных медицинских инструментов, практически отсутствуют приэлектродные напряжения.

Для моделирования биологической соединительной ткани использована хлопчатобумажная ткань, сложенная в несколько слоёв. Эксперименты показали, что теплофизические процессы, происходящие при нагреве с помощью хирургического электросварочного инструмента смоченной в физиологическом растворе хлопчатобумажной ткани, весьма сходны с процессами при сварке биологических тканей. Такая модель позволяет вычленивать роль электролита при сварке без маскирующего влияния клеток и белков, содержащихся в биологической ткани.

Характер динамики изменения электрических параметров процесса при нагреве модели практически не отличался от такового при нагреве биологических тканей. Так же не отличается уровень и динамика изменения температуры в зоне сварки биологических тканей и моделей. Это свидетельствует о том, что основным физическим процессом, происходящим при сварке, является процесс нагрева и миграции воды, содержащейся в биологических тканях.

При нагреве модельной ткани электродами из нержавеющей стали оказалось, что температура в контакте электрод-ткань несколько выше, чем в контакте ткань-ткань. Это, безусловно, является недостатком стальных электродов.

Исследование влияния глобулярных белков, содержащихся в основном во внутриклеточной жидкости, проводилось путем нагрева сывороточного и яичного альбуминов. Динамика изменения электрических параметров процесса ничем не отличается от процесса сварки биологических тканей. По-видимому, глобулярные белки не оказывают существенного влияния на процесс нагрева при сварке.

Глобулярные белки более интересны для визуализации динамического изменения распределения температурного поля в пространстве между электродами. Для этого электроды электрохирургического сварочного инструмента помещали внутри прозрачной камеры. Камера наполнялась белком до полного покрытия электродов. Электроды с нагреваемым белком и экран компьютера с записью электрических параметров процесса фиксировался видеокамерой.

Представление о динамике изменения температурного поля было получено по положению видимой границы свертывания белка. Анализ полученных видеозаписей позволяет проследить характер эволюции температурного поля нагрева белка и его связь с электрическими параметрами процесса. При нагреве неизменяемым стабилизированным током рост температуры начинается по оси зазора между электродами равномерно по всей длине. Импеданс белка падает до начала свертывания, что четко фиксируется по появлению белой субстанции. В дальнейшем импеданс почти не изменяется, а зона коагуляции белка постепенно приближается к поверхности электродов. После коагуляции белка в зоне между электродами и в некоторой части приграничной зоны импеданс резко возрастает, а мощность резко падает.

Динамика нагрева при стабилизированном напряжении между электродами несколько отличается. Нагрев начинается в верхней зоне электродов со стороны браншей и затем распространяется в противоположном направлении. В дальнейшем планируется совершенствование предложенных моделей, продолжение и расширение исследований.

БОКОВОЕ ТЕРМИЧЕСКОЕ ПОВРЕЖДЕНИЕ СТЕНКИ ТОНКОЙ И ТОЛСТОЙ КИШКИ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ЭЛЕКТРОСВАРКИ МЯГКИХ ТКАНЕЙ В КОЛОРЕКТАЛЬНОЙ ХИРУРГИИ

*Белянский Л.С.¹, Мирошниченко Е.Ю.¹, Кошик Е.А.², Кучер Н.Д.¹,
Абу-Шамсия Р.Н.¹*

¹Национальный медицинский университет им. А.А.Богомольца, кафедра хирургии №1, г. Киев;

²Патоморфологическая лаборатория CSD Health Care

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ НА ПАРЕНХИМАТОЗНІ ОРГАНИ ВИСОКОТЕМПЕРАТУРНИХ МЕТОДІВ РОЗСІЧЕННЯ ТА КОАГУЛЯЦІЇ

Фурманов Ю.О., Сухін І.А., Худецький І.Ю., Савицька І.М., Білиловець О.М.

*Національний інститут хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова АМН України,
відділ експериментальної хірургії;*

Інститут електросварювання ім. Є.О. Патона НАН України;

ДТГО «Південно-західна залізниця». Вузлова лікарня №1 ст. Дарниця

На теперішній час високотемпературний вплив на тканини являє собою невід'ємну складову всіх оперативних втручань. Висока температура, межа з якої відбуваються процеси денатурації білка, використовується як для розсічення тканин, так і для їх з'єднання. При проведенні різних за характером оперативних втручань з використанням високої температури, вихідні параметри необхідні для розсічення або з'єднання тканин обираються хірургом доволі приблизно. Це пов'язано з тим, що ефект впливу залежить від багатьох факторів, наприклад виду енергії впливу, способу впливу, кровонаповненості органу, об'єму тканин. Тому рішення хірурга про вибір параметрів роботи з такими апаратами суб'єктивне, залежить від досвіду, та частіше всього, приймається за принципом «діє або не діє». Разом з тим високотемпературні методи впливу мають певні недоліки, які полягають у складності співставлення ступеню впливу високої температури з отриманням бажаного ефекту. В той же час надлишок температури в ділянці впливу може приводити до формування шару карбонізованих тканин або їх випаровуванню.

Метою дослідження було вивчення процесів, які впливають на формування надлишку температури в ділянці обробки, визначення її зони та часу охолодження в залежності від виду енергії та способу впливу на тканини.

Матеріали є результатом аналізу даних експериментів на тваринах, метою яких було дослідження можливості використання різних видів високотемпературного впливу на органи черевної порожнини для їхнього розсічення та здійснення інтраопераційного гемостазу. В дослідженні використовувались апарати високотемпературного впливу контактного та безконтактного типу дії. З апаратів контактного типу використовували ультразвуковий гармонічний скальпель «Lotus» та апарат високочастотного електричного зварювання «ПАТОНМЕД» для виконання резекції печінки та селезінки, біполярний електричний коагулятор ЕХВЧ «Надія» використовували для здійснення гемостазу. З апаратів безконтактної коагуляції використовували аргоново-плазмовий коагулятор фірми «Erbe», лазерний випромінювач «GrinlightVP» та конвенційно-інфрачервоний коагулятор ТПБ-65 розроблений фахівцями інституту електросварювання ім. Е.О. Патона, з допомогою яких проводили зупинку кровотеч з ран печінки та селезінки після резекції. Результати дослідження свідчать, що використання будь яких високотемпературних методів впливу на паренхіматозні органи супроводжується підвищенням температури органу як в ділянці безпосередньої дії, так и на відстані від його поверхні. Рівень підвищення температури залежить від способу та часу впливу, бокового розповсюдження тепла від інструменту.

СТРУКТУРНІ ЗМІНИ ЕПІНЕВРІЮ ПІСЛЯ ВПЛИВУ ВИСОКОЧАСТОТНОГО ЕЛЕКТРОХІРУРГІЧНОГО ІНСТРУМЕНТА В РЕЖИМІ ЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ ТКАНИН І БІПОЛЯРНОЇ КОАГУЛЯЦІЇ

*Корсак А.В., Чайковський Ю.Б., Ліходієвський В.В., Маринський Г.С.,
Чернець О.В., Лопаткіна К.Г., Васильченко В.А., Сидоренко Д.Ф.*

*Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, м. Київ;
Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ*

Вплив високочастотної електрозварювальної технології на епіневрій не визначено. Успіх регенерації травмованого периферійного нерва після оперативного лікування, багато в чому, залежить від повноти відновлення цілісності епіневрію. Розроблена методика оперативного втручання на травмованому периферійному нерві, що передбачає з'єднання епіневрію травмованого нервового стовбура за допомогою електрохірургічної високочастотної (ЕХВЧ) зварювальної технології із використанням мінімальної кількості шовного матеріалу, що призводить до формування стійкого герметичного з'єднання.

Мета. Встановити морфологічні зміни епіневрію на етапах відновлення його цілісності за умов впливу високочастотного електрохірургічного інструменту в режимі зварювання та біполярної коагуляції.

Матеріали та методи. Аналіз морфологічної характеристики епіневрію у невромі ушкодженого периферійного нерва за умов впливу високочастотного електрохірургічного інструменту проводили на білих щурах — самцях лінії Вістар, вагою 150-200 г. Експериментальні тварини були розподілені на 2 групи: I група — щури, яким було відтворено безпосередній вплив високочастотного електрохірургічного інструменту в режимі зварювання II група — щури, яким було відтворено безпосередній вплив високочастотного електрохірургічного інструменту в режимі біполярної коагуляції.

Тваринам I та II групи було відтворено доступ до сідничного нерва, проведена його мобілізація, після чого, ділянка периферійного нерва довжиною 0,5 см у його середній третині занурювалась між двома браншами пінцета, для того щоб всі структури сідничного нерва щура у поперечному розмірі зазнали впливу високочастотного електрохірургічного інструменту. З цією метою використовували два прилада, перший - прилад електрохірургічний високочастотний «Еконт-0201» вітчизняного виробництва фірми «Контакт», який дозволяє проводити електротомію, моно полярну та біполярну коагуляцію м'яких тканин організму током високої частоти; другий — прилад ЕКВЗ-300 «ПАТОНМЕД» вітчизняного виробництва, інституту електрозварювання імені Є.О. Патона НАН України, який дозволяє проводити зварювання м'яких живих тканин організму.

Матеріалом для дослідження був епіневрій невромі травмованого сідничного нерва через 1, 7, 21 добу; 6, 12 тижнів та безпосередньо після операції.

Результати та їх обговорення. Проведені морфологічні експериментальні дослідження показали, що при відтворенні впливу ЕХВЧ — приладу в режимі зварювання на епіневрії виявляється формування регенераційної невромі як і в інших експериментальних групах тварин, але в епіневрії в даній групі спостерігається денатурація білків та утворюються сполуки, які не підлягають гідролітичному розщепленню, що пов'язано з відсутністю некротичних мас та ущільненням епіневрію і призводить до ефекту «зклеювання». Навпаки, при застосуванні біполярної коагуляції спостерігається наявність умов для посиленого гідролітичного розщеплення тканин, що пов'язано з наявністю більш глибокої деструкції, утворенням більшого дефекту та руйнуванням епіневрію, і формуванням на його місці щільного сполучнотканинного рубця, який, в свою чергу може призводити до затримки регенерації. Відновлення структури епіневрію в термін 12 тижнів від початку експерименту спостерігалось в обох групах тварин.

Висновки. Таким чином, з метою з'єднання ушкодженого епіневрію перевагу треба надавати використанню високочастотного електрохірургічного інструменту в режимі зварювання, оскільки це призводить до формування надійного та герметичного сполучення у вигляді ніжного епіневрального рубця та дозволяє скоротити час хірургічного втручання і прискорити процес регенерації.

СТАДІЇ ПРОЦЕСУ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ ТКАНИН

*Подпрятюв С.Є., Подпрятюв С.С., Гичка С.Г., Маринський Г.С., Чернець О.В.,
Ткаченко В.А., Ткаченко С.В., Лопаткіна К.Г., Грабовський Д.А.*

*Київський міський центр електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій;
Інститут електрозварювання ім.Є.О.Патона НАН України, м. Київ*

Вступ. Успіх використання електрозварювання для розділення живих тканин, досягнення надійного гемостазу в рані, електрозварювального перекриття великих судин, заварювання тканини легень та виконання інших оперативних втручань принесли визнання технології і дозволили їй зайняти чільне місце в хірургії.

Однак, для подальшого впровадження важливе розуміння змін, які відбуваються в тканинах під впливом електрозварювального струму. Це є предметом дослідження.

Мета. Визначити вплив висоти та швидкості підвищення напруги електрозварювального струму на якість зміни біологічних тканин.

Матеріал та методи. В 2015 р. проведено 328 експериментів з метою оцінки впливу електрозварювального струму на стінку шлунку та кишечника. Використовували шлунок та кишечник свиней через 156–18 годин після забою тварини.

Результати та обговорення. При дії короткотривалих, впродовж 0,1 секунди, імпульсів високочастотного струму відмічена імпульсна дегідратація біологічної тканини. Сила дегідратації не змінюється при повторі імпульсів до 15 разів. В наслідок імпульсної дегідратації біологічна тканина набуває крихкості.

Під впливом високочастотного струму тривалістю 1-4 секунди одночасно з тепловою дегідратацією відмічена полімеризація біологічної тканини. Наслідком полімеризації є утворення електрозварного шва. Імпульсна дегідратація біологічної тканини відбувається при температурі нижче 500 °С, дія високочастотного струму впродовж 2–15 секунд супроводжується нагрівом біологічної тканини пропорційно тривалості впливу максимально до 1500 °С. Ефективне застосування електрозварювання біологічних тканин повинне ґрунтуватись на знаходженні співвідношення між імпульсною та тепловою дегідратацією відповідно до будови тканин.

Вказані принципи були використані в 2015 р. при виконанні 138 оперативних втручань.

Досягнуте успішне перекриття стегових судин при виконанні гільйотинної ампутації на тлі тотальної флегмони нижньої кінцівки, заварювання нориці прямої кишки на тлі гнійного парапроктиту, не ускладнене видалення пухлини ободової кишки та тлі параканкрозного абсцесу.

Висновки. Електрозварювання живих тканин складається з їх дегідратації та полімеризації.

Дегідратація живих тканин може здійснюватись під впливом електричного струму за не високої температури, або під впливом тепла.

Для формування електрозварного шва потрібна тепла полімеризація дегідратованої тканини.

Ступінь дегідратації та полімеризації визначає відмінність між процесами різання, ручного та автоматичного електрозварювання живої тканини.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОСВАРОЧНОЙ ТЕХНОЛОГИИ И ХОЛОДНО-ПЛАЗМЕННОЙ КОАГУЛЯЦИИ ПРИ УДАЛЕНИИ ВНУТРИЧЕРЕПНЫХ КИСТОЗНЫХ МЕНИНГИОМ

Лун Цзян, Кваша М. С., Иващенко В. И.

ГУ «Институт нейрохирургии им. акад. А.П. Ромоданова НАМН Украины», г. Киев

Вступление. Внутричерепные кистозные менингиомы (ВКМ) являются одними из наиболее распространенных и обильно васкуляризированных опухолей головного мозга. Использование уникального свойства плазменного луча гелиевоплазменной коагуляции (ГПК) позволяет прово-

дить прецизионное удаление доброкачественных и злокачественных новообразований. Первые операции показали превосходные результаты. Благодаря низкой температуре плазменного луча появилась возможность использования ГПК при удалении опухолей плотно связанных с нейроваскулярными структурами.

В задачи исследования входило улучшить оперативную технику и снизить интраоперационную кровопотерю, методом электросварки мягких тканей (ЭС) и применения холодно-плазменной коагуляции в ходе выполнения радикальных оперативных вмешательств у пациентов с ВКМ.

Материалы и методы. В отделении внемозговых опухолей ГУ «Институт нейрохирургии им. акад. А.П.Ромоданова НАМН Украины» в течение 5 лет выполнено 54 оперативных вмешательств при ВКМ различной локализации с использованием генератора ЭС живых мягких тканей многофункциональным и универсальным аппаратом ЕКВЗ-300 «ПАТОНМЕД». С 2010 года в нашем отделении указанная технология применялась у 22 мужчин в возрасте от 20 до 79 лет и 32 женщин от 42 до 77 лет.

В последнее время нами в хирургической практике для проведения деструкции менингиом головного мозга (МГМ) и с целью гемостаза начали применять метод ГПК тканей с помощью аппарата «Sonosa 300 с функцией холодно-гелиевой коагуляции СРС 3000» (Германия). Под наблюдением находилось 22 больных (14 женщин и 8 мужчин) с ВКМ.

Результаты и обсуждение. Использование ЭС при удалении ВКМ позволило сократить время операции до 160,3 + 32,8 мин., кровопотерю до 224 + 48 мл, снизить частоту появления ликворных подушек до 15,3 + 3,0 %, сократить длительность ликвореи до 4,3 + 1,1 дня. Кровотечений, нагноений и краевых некрозов зарегистрировано не было. В дренажной жидкости отмечалось уменьшение количества элементов воспаления, и клеточного детрита. Отсутствовали некротические изменения в сосудах и тканях.

Благодаря применению ГПК нам удалось добиться эффектов: поверхностной коагуляции: при быстром движении зонда по поверхности, коагулировали большие участки поверхности с малой глубиной пенетрации; коагуляции: при замедленном движении зонда по поверхности, коагулировали большие участки поверхности с более сильным термическим эффектом с большей глубиной некроза и вапоризации: обусловленное высокой плотностью мощности испарение ткани при более долгом воздействии на участок коагулируемой ткани.

Результаты и их обсуждение. Метод ГПК обладает хорошей переносимостью, обеспечивает высокий темп эпителизации раны, отличается отсутствием боли и уменьшением экссудации. Изучение сроков полной эпителизации раны показали более ускоренные темпы восстановления эпителия ТМО и уменьшение числа рецидивов заболевания. Отсутствие рубцовых изменений после использования ГПК позволяет рекомендовать применение метода для лечения опухолей ЦНС с целью профилактики вторичного послеоперационного эпилептического синдрома.

Выводы. 1. Использование метода ЭС позволяет без нарушения принципов онкологического радикализма сократить продолжительность хирургического вмешательства при ВКМ, обеспечивает надежный гемостаз, сокращает объем кровопотери и количество осложнений, позволяет исключить в некоторых случаях применение шовного материала.

2. Внедрение в практику бесконтактной термоструйной обработки живых тканей (БТОЖТ) позволит значительно расширить показания к применению ВЧ технологий, особенно, в малоинвазивной нейроонкологии.

3. Наиболее перспективным направлением в дальнейшем развитии электросварочных технологий является создание комплексных систем (сочетающих ВЧ ЭС ЖТ и БТОЖТ), а также усовершенствование уже существующих электросварочных медицинских инструментов, что позволит более широко применять эти технологии в практике хирургического лечения пациентов с различной нейроонкологической и нейрохирургической патологией.

ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПРИ ВИКОНАННІ ВІСЦЕРОЛІЗУ У ФТИЗИОХІРУРГІЧНИХ ПАЦІЄНТІВ

*Калабуха І. А., Маєтний Є. М., Хмель О. В., Іващенко В. Є., Веремєєнко Р. А.,
Волошин Я. М., Хмель В. В., Брянський М. В., Олесь А. Є.*

Державна установа «Національний інститут фтизіатрії і пульмонології ім. Ф. Г. Яновського Національної академії медичних наук України», м. Київ

ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОСВАРОЧНОЙ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ ВЫПОЛНЕНИЯ ЛАПАРОСКОПИЧЕСКОЙ РЕЗЕКЦИИ НАДПОЧЕЧНИКОВ

Супрун И. С.¹, Гулько О. Н.², Кваченюк А. Н.¹, Таращенко Ю. Н.¹, Негриенко К. В.¹

¹ГУ «Институт эндокринологии и обмена веществ им. В.П. Комиссаренко НАМН Украины»;

²Национальный институт хирургии и трансплантологии им. А.А. Шалимова НАМН Украины, г. Киев

Национальный институт хирургии и трансплантологии им. А.А. Шалимова НАМН Украины

В большинстве случаев при доброкачественных новообразованиях надпочечников операцией выбора является лапароскопическая адреналэктомия. В последнее время в хирургии доброкачественных новообразований надпочечников прослеживается тенденция к проведению органосохраняющего вмешательства – резекции надпочечника.

Резекция надпочечника предполагает полное удаление новообразования надпочечника с сохранением здоровой ткани его коры.

Результаты органосохраняющего вмешательства особенно важны при наличии опухолей надпочечников с двух сторон или если один из надпочечников был удален ранее.

Резекционное вмешательство предупреждает необходимость проведения пожизненной заместительной кортикостероидной терапии, снижает риск развития острой или хронической надпочечниковой недостаточности, что улучшает качество жизни пациентов.

Для выполнения резекции надпочечника лапароскопический доступ в сравнении с открытым является более удобным – высокий уровень увеличения позволяет детально исследовать надпочечник и установить границу между опухолевой и здоровой тканью.

Данные разных литературных источников сходятся в том, что локализация опухоли в надпочечнике является основным определяющим фактором возможности и сложности выполнения резекции надпочечника. Новообразования, расположенные на передней поверхности надпочечника и ближе к его краю легче поддаются резекционному вмешательству, чем расположенные на задней поверхности. И для открытой, и для эндоскопической резекции надпочечника достаточный объем ткани для сохранения кортикостероидной функции составляет 1/3 часть одного надпочечника или 15% общей кортикальной ткани. Ткань, которую планируется оставить не мобилизуется из забрюшинного пространства, чтобы сохранить кровообращение. Сохранение центральной вены не обязательно, и зависит от конкретной ситуации. Резекционная линия должна проходить в пределах здоровой ткани на расстоянии минимум 5 мм от края опухоли. Для выполнения резекции ткани надпочечника описаны применение эндоскопических ножниц с последующим гемостазом биполярным электрокоагулятором, использование сосудистого степплера, а также применение фибринового клея. Все эти способы не очень удобны для практического применения и имеют ряд недостатков.

За период 2002–2014 гг. на базе отдела лапароскопической хирургии и холелитиаза Национального института хирургии и трансплантологии им. А.А. Шалимова, а также на базе хирургического отдела Института эндокринологии и обмена веществ им. В.П. Комиссаренко выполнено 45 лапароскопических резекций надпочечников. В том числе 7 случаев двусторонних резекций над-

почечников. Мобилизация и резекция надпочечника проводилась при помощи электросварочной технологии. Последовательная электросварочная резекция позволяет получить оптимальную резекционную линию, в зависимости от формы опухоли и сохранить достаточное количество ткани надпочечника, одновременно обеспечивая надежный гемостаз.

Средняя длительность односторонней лапароскопической резекции надпочечника составила $63,7 \pm 5,2$ мин; двусторонней — $132,1 \pm 13,4$ мин. Средний объем интраоперационных кровопотерь при одностороннем вмешательстве составил $39,8 \pm 4,3$ мл; при двустороннем — $77,6 \pm 8,2$ мл. Средняя длительность послеоперационной госпитализации составила $3,5 \pm 1,2$ койко-дней. Кровотечений из заваренных сосудов или резецированной ткани надпочечника не наблюдалось. При гормонально активных опухолях повышенные уровни альдостерона, кортизола или метанефринов опускались до нормальных значений в течение первых-четвертых суток после операции. Проявления артериальной гипертензии и стероидного сахарного диабета уменьшались в течение от первых суток после операции до 10 месяцев после операции. Не было зафиксировано ни одного случая развития надпочечниковой недостаточности или рецидива заболевания.

Выводы. Лапароскопическая резекция надпочечника — прогрессивный вид оперативного вмешательства при солитарных доброкачественных новообразованиях надпочечника. При наличии опухолей надпочечников с двух сторон, или если один из надпочечников был удален ранее, резекция надпочечника может быть операцией выбора. Лапароскопическая резекция надпочечника может быть произведена безопасно и эффективно с применением высокочастотной электросварочной технологии.

ОПТИМИЗАЦИЯ МЕТОДИКИ ЭНУКЛЕАЦИИ ГЛАЗНОГО ЯБЛОКА ПУТЕМ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОСВАРКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ (КЛИНИКО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

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

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

ВИВЧЕННЯ РАНЬОГО ПІСЛЯОПЕРАЦІЙНОГО ПЕРІОДУ ПІСЛЯ ОПЕРАЦІЙ НА ЩИТОПОДІБНІЙ ЗАЛОЗІ З ВИКОРИСТАННЯМ ТЕХНОЛОГІЇ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ М'ЯКИХ ТКАНИН

Кваченюк А.М.¹, Сук Л.Л.¹, Черенок Є.П.², Антонів В.Р.³

¹*Інститут ендокринології та обміну речовин ім. В.П. Комісаренка НАМН України, м.Київ;*

²*Бориспільська центральна районна лікарня;*

³*Національний медичний університет ім. О.О.Богомольця, м. Київ*

З використанням технології електрозварювання біологічних тканин (ТЕБТ), хірургічні втручання на щитоподібній залозі виконують майже без ниткового матеріалу: останній лишився лише для закриття операційної рани, операції виконують значно швидше і з явно меншою крововтратою. Вказані переваги вже неодноразово доведені, але типові операційні ускладнення, зазвичай, мають місце. Це загальнохірургічні, такі як післяопераційна кровотеча, запалення в оперованій зоні, а також специфічні, характерні для хірургії щитоподібної залози: порушення голосу, пошкодження парашитоподібних залоз.

Ми вивчали якість раннього післяопераційного періоду, порівнюючи пацієнтів, оперованих з використанням ТЕБТ та без такої, де переважали традиційні нитково-лігатурні засоби.

Порівняли тривалість перебування пацієнтів в стаціонарі після проведення операцій, вимірювали кількість післяопераційної «дренажно-аспіраційної» крововтрати, оцінювали якість загоювання післяопераційної рани. Пацієнтів розподілили на 2 групи. В основну групу відібрали 50 пацієнтів, оперованих з використанням ТЕБТ, а саме оперативні втручання проводили з використанням електрокоагуляторів ЕКВЗ-300 «Патонмед», ЕК-300М1, а також ЕХВА-350ЖК, а коагуляційно-зварювальний інструментарій використовували один і той же. В порівняльній групі операції проводили без вказаної апаратури і ця група склала також 50 пацієнтів. Статеві-віковий розподіл був пропорційним і в обох групах 80 % склали жінки.

Всі операції були виконані під ендотрахеальним наркозом і відкритим традиційним способом за Кохером з комірцевим розтином і серединним розведенням тканин. Закривали операційні рани пошарово вузловими шовковими швами і дренивали вакуумно-аспіраційними дренажами протягом 20-22 годин після операцій.

Для оцінки якості післяопераційного періоду вивчали наступні критерії: прояви впливу на поворотний нерв гортані, прояви порушення обміну кальцію, якість загоювання післяопераційної рани і оцінювали їх за трибальною шкалою, де «0» — відсутність проявів, «1» — помірно виражений прояв, «2» — середньо виражений прояв, «3» — явно виражений прояв. Таким чином, більша сума балів свідчила про більшу вираженість ускладнень, а, відповідно і гіршу якість раннього післяопераційного періоду.

Виділення за вакуумно-аспіраційним дрениванням в обох групах спостерігали протягом перших 6 годин після закінчення операцій. В основній групі середній об'єм дренажних виділень був меншим на 42 %.

Післяопераційні шкірні шви знімали у хворих обох груп на 3–4 добу після операцій. У хворих основної групи рани загоїлись первинним натягом у всіх, а в порівняльній групі у 3 пацієнтів (6 %) було часткове розходження країв рани і загоювання вторинним натягом.

Прояви впливу на поворотний нерв гортані в обох групах були незначні і сума балів в порівняльній групі досягла 12 % від теоретично можливої, а в основній групі — лише 2 %. Підраховані аналогічним чином прояви порушення обміну кальцію досягли 16% в порівняльній і 4 % в основній групах. Показники якості загоювання післяопераційної рани досягли відповідно 26 % і 2 %. За 100 % прийнято умовну загальну суму «3 бали» всім оперованим пацієнтам.

Середній строк перебування пацієнтів в стаціонарі після операцій склав 4,5 дні в основній групі і 6,2 дні — в порівняльній.

За результатами дослідження можна зробити висновок, що електрозварювання біологічних тканин, впливає позитивно не лише на технологію виконання операції, але й суттєво поліпшує перебіг раннього післяопераційного періоду, зокрема у пацієнтів, оперованих на щитоподібній залозі.

ВИКОРИСТАННЯ ВИСОКОЧАСТОТНОГО ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ТКАНИН У ВАГІНАЛЬНІЙ ХІРУРГІЇ

Татарчук Т.Ф., Регада С.І., Косей Н.В., Захаренко Н.Ф.

ДУ «Інститут педіатрії, акушерства і гінекології НАМН України», м. Київ

КЛІНІЧНЕ І ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ВИБОРУ ПАРАМЕТРІВ РАДІОЧАСТОТНОЇ АБЛЯЦІЇ ДЛЯ РІЗНИХ ДІЛЯНОК МІОКАРДУ

*Сичик М.М.^{1,2}, Максименко В.Б.^{1,2}, Кравчук Б.Б.¹, Бацак Б.В.¹, Леончук В.Л.¹,
Петканич М.М.¹, Стасюк Ю.П.², Сорочан Є.Г.², Юр'єва К.О.², Лафета О.О.²*

¹Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова

Національної Академії медичних наук України»;

²НТУ «Київський політехнічний інститут»

Мета роботи — підвищення ефективності і безпечності абляції джерел патологічного збудження в тканинах різних ділянок міокарду шляхом вибору потужності, тривалості радіочастотного впливу та типорозміру активного електроду з урахуванням термодинамічних умов середовища в зоні контакту.

Матеріали та методи. Вплив радіочастотного струму на тканини міокарду досліджувався в експерименті на серці свині, який виконувався для вивчення залежності глибини та обсягів пошкодження електричним струмом біологічної тканини при різних режимах радіочастотної абляції. В основу роботи покладені 16 експериментальних досліджень розмірів руйнівного впливу РЧА на міокард свині в 10 точках для кожного експерименту.

Параметри електричного впливу під час дослідження були еквівалентні вживаним в медичній практиці. Їх значення обиралися з клінічної бази даних характеристик РЧА (I — сила струму, мА; U — напруга, В; P — потужність, Вт; t — тривалість впливу, с; T — температура на кінчику електроду, °С) та її ефективності (зміни амплітуди потенціалів в зоні впливу, мВ), складеної на основі спостережень в рентген-операційній при транскатетерній радіочастотній ендокардіальній абляції у 225 хворих та при операціях Maze на відкритому серці у 99 хворих по 10-50 точках для кожної процедури для різних ділянок міокарду.

Оцінка термодинамічних умов середовища в зоні контакту абляційного електроду з різними ділянками міокарду виконувалася за допомогою математичного моделювання температурних полів взаємодії радіочастотного струму з тканиною серця для різних параметрів електричного впливу в «Comsol Multiphysics».

Критерієм точності моделювання було вимірювання розмірів пошкодження тканин міокарду на зрізах магнітно-резонансної томографії (Toshiba, Японія), яке виконувалося пацієнтам після проведення процедури радіочастотної абляції з урахуванням діапазонів впливу (частота струму, потужність, тривалість впливу, температура в зоні контакту), використаних для отримання моделі.

Результати. Для різних ділянок міокарду за допомогою рівнянь регресії отримано аналітичну форму зв'язку між варіацією послідовностей температури в зоні контакту та потужності, що подається на електрод. Ці рівняння якісно та кількісно характеризують термодинамічні властивості різних анатомічних ділянок серця, показують взаємний вплив їх морфо-функціональних особливостей та необхідної ефективної потужності для їх вилучення: передсердно-шлуночкова борозна — $T = 0,145P + 53,72$; «повільний шлях» атріо-вентрикулярного з'єднання — $T = 0,658P + 36,01$; праве передсердя, кава-трикуспідальний перешийок — $T = 0,225*P + 53,32$; ліве передсердя, гирла легеневих вен — $T = 0,194P + 48,98$; правий та лівий шлуночок — $T = 0,059P + 55,657$.

З отриманих рівнянь регресії був виконаний розрахунок масової теплоємності міокарда — коефіцієнт температуропровідності. Його значення відрізнялися для різних ділянок міокарду: передсердно-шлуночкова борозна — $18,7 \pm 0,5$ Дж/кг·К; «повільний шлях» атріо-вентрикулярного з'єднання — $15,1 \pm 0,8$ Дж/кг·К; праве передсердя, кава-трикуспідальний перешийок — $31,2 \pm 0,4$ Дж/кг·К; ліве передсердя, гирла легеневих вен — $18,8 \pm 0,7$ Дж/кг·К; правий та лівий шлуночок — $29,7 \pm 0,5$ Дж/кг·К, що аргументувало цільовий вибір параметрів радіочастотної енергії для деструкції в цих зонах.

Виходячи з умови, що температурні зміни, які викликають незворотні процеси руйнування провідної функції міокарду, мають відбуватися на глибині максимальних значень товщини різних ділянок серця, експериментальним дослідженням на серці свині та математичним моделюванням були проаналізовані та визначені оптимальні мінімально необхідні і достатні характеристики

радіочастотної потужності, тривалості впливу і температурних змін для усунення аритмій в різних ділянках міокарду.

Для радіочастотної абляції при операціях Maze на відкритому «сухому» серці під контролем зору рекомендовано наступні характеристики процедури:

При однокривої деструкції джерела аритмії глибиною до 6 мм, доцільно застосовувати електрод 4 мм ($5 \text{ Вт} < W < 10 \text{ Вт}$, W – потужність радіочастотної енергії), а глибиною до 11 мм — електрод 8 мм ($20 \text{ Вт} < W < 30 \text{ Вт}$) або електрод 3,5 мм ($10 \text{ Вт} < W < 20 \text{ Вт}$) з активним охолодженням 17 мл/хв.

Для досягнення поверхні деструкції до 5 мм, достатній розмір електроду — 4 мм, для поверхні 20–25 мм, доцільно застосовувати електрод 8 мм.

Для безпечної радіочастотної ізоляції тонших за 3 мм і ширших за 25 мм ділянок складної геометрії, оптимальним є розмір електроду 3,5 мм, з активного охолодженням фізіологічним розчином натрію хлориду, при $t = 22,0 \pm 1,0 \text{ }^\circ\text{C}$, інтенсивністю зрошення — 17 мл/хв.

Для радіочастотної катетерної абляції в рентген-операційній в умовах постійного тепловідведення в зоні контакту за рахунок циркулюючого потоку крові визначено наступні параметри радіочастотної енергії для різних ділянок серця: передсердно-шлуночкова борозна — $30 \pm 10 \text{ Вт}$, $48 \pm 7 \text{ }^\circ\text{C}$; «повільний шлях» атріо-вентрикулярного з'єднання — $24 \pm 7 \text{ Вт}$, $44 \pm 5 \text{ }^\circ\text{C}$; праве передсердя, кава-трикуспідальний перешийок — $50 \pm 16 \text{ Вт}$, $47 \pm 8 \text{ }^\circ\text{C}$; ліве передсердя, гирла легеневих вен — $30 \pm 8 \text{ Вт}$, $45 \pm 8 \text{ }^\circ\text{C}$; правий, лівий шлуночок — $50 \pm 15 \text{ Вт}$, $46 \pm 10 \text{ }^\circ\text{C}$.

Висновки. Вивчення питання глибини пошкодження та температурних змін міокарду при різних режимах радіочастотної абляції в клінічній практиці, експерименті та при моделюванні дозволило встановити залежності між частотно-амплітудними характеристиками електричного струму та обсягом руйнування міокарду для різних ділянок серця і розробити рекомендації щодо підвищення ефективності і безпеки абляції джерел патологічного збудження.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДА ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКОЙ СВАРКИ В РЕШЕНИИ ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ ПРОБЛЕМ БИОФИЗИКИ: ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРНОГО МЕХАНИЗМА МОДИФИКАЦИОННОЙ АДАПТАЦИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

*Вазина А.А.¹, Ланина Н.Ф.¹, Васильева А.А.¹, Забелин А.В.², Корнеев В.Н.³,
Маринский Г.С.⁴, Подпрятков С.С.⁵, Гичка С.Г.⁵, Васильченко В.А.⁴, Кваша М.С.⁶,
Подпрятков С.Е.^{4,5}, Лопаткина К.Г.⁴*

¹Институт теоретической и экспериментальной биофизики РАН, г. Пуццино;

²НИЦ «Курчатовский институт», г. Москва;

³Институт биофизики клетки РАН, г. Пуццино;

⁴Институт электросварки им. Е.О. Патона НАН Украины, г. Киев;

⁵Киевская городская клиническая больница № 1, г. Киев;

⁶Институт нейрохирургии им. А.П. Ромоданова, г. Киев

Рассматриваются экспериментальные данные наших многолетних исследований молекулярной и наноструктурной упорядоченности биологических тканей под влиянием различных эндогенных и экзогенных воздействий на основе использования синхротронного излучения. Представлены результаты исследования влияния ВЧ-сварки на молекулярную и наноструктурную упорядоченность различных слоев тонкой кишки свиньи, а также на слоистые структуры амниотических оболочек различной природы, ткани глаза животных и человека, плавательные пузыри и др. В качестве модельных объектов были выбраны: различные природные и биоинженерные конструкции шелка, волокна коллагена, кератин ткани волоса человека и животных. Обсуждаются особенности упоря-

доченных наноструктур, обеспечивающих модификационную адаптацию в слоистых биологических тканях посредством оптимальной синхронизации полифункциональности наноструктурного каркаса тканей.

Зарегистрирована в месте сварного соединения самосборка протеогликановых фибрилл в упорядоченный межклеточный матрикс. Феномен формирования функционального протеогликанового каркаса, способного обеспечить организацию клеток при репарации ткани, может быть обусловлен двумя основными процессами: (1) геометрические особенности конструкции инструментов под влиянием механического сжатия создают трехмерную топологию активного пространства с уникальными физическими параметрами, которые могут обеспечить самосборку слоистых наноструктур — паракристаллов нематического типа; (2) повышение эффективной концентрации рассеивающих ингредиентов ткани при нагревании приводит к формированию устойчивых хелатных комплексов между катионами (например, Ca) и полидентатными лигандами (отрицательно заряженными карбоксильными и сульфатными группами протеогликанов). Хелатные комплексы в определенном диапазоне pH являются устойчивыми сшивками, формирующими трехмерный протеогликановый каркас.

Взаимодействие катионов с протеогликанами можно рассматривать как фактор, обеспечивающий модификационную адаптацию организма к экзогенным и эндогенным воздействиям. В отличие от генетической адаптации, модификационной адаптации характерна обратимость наноструктурных перестроек при изменении физико-химических параметров.

Работы выполняются при поддержке гранта РФФИ-Московская область № 14-44-03667.

ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ ВИКОРИСТАННЯ РІЗНИХ ІНСТРУМЕНТАЛЬНИХ МЕТОДІВ ТИМЧАСОВОЇ ЗУПИНКИ КРОВОТЕЧ В ХІРУРГІЇ МАГІСТРАЛЬНИХ СУДИН

Черняк В.А., Музиченко П.Ф., Сопко О.І., Яковлев Б.Ф., Семенов В.Р.

НМУ ім. акад. О.О. Богомольця, кафедра оперативної хірургії та топографічної анатомії, м. Київ

Вступ. Частота оклюзивних захворювань магістральних артерій може сягати 23 %, серед яких у 20 % розвивається хронічна ішемія (Management of Peripheral Disease (PAD), Trans Atlantic Inter-Society Working Group (TASG), 2000), досягаючи 600-800 на 1 млн. жителів (Critical limb ischaemia: comments on consensus document, 1991). В останній час значно збільшилась кількість травматичних пошкоджень магістральних артерій, в тому числі і бойових. Враховуючи великий ризик кровотеч під час цих оперативних втручань вкрай важливим є надійний гемостаз. Тому надзвичайно важливим є інструментальний метод тимчасової зупинки кровотечі. Тому метою нашої роботи було порівняння різних способів тимчасової зупинки кровотеч за допомогою апаратних методик: діатермокоагуляції, ультразвуку та електрозварювання.

Матеріали і методи. В основу роботи покладені результати обстеження 90 хворих з облітеруючими та травматичними ушкодженнями магістральних судин, які були госпіталізовані та прооперовані у відділенні серцево-судинної хірургії Центральної міської клінічної лікарні м. Києва з 2013 по 2015 рр. Всі хворі були обстежені і умовно розподілені на 2 групи: групу А (контрольна), де пацієнти лікувались за загальноприйнятими методиками гемостазу (діатермокоагуляції та ультразвуку), і групу Б (основна), де був використаний спосіб електрозварювання. Вік хворих коливався від 49 до 89 років і в групі І склав в середньому $68 \pm 1,6$ років, в групі II — $69 \pm 2,4$ років. Співвідношення чоловіків і жінок у групі А склало 14/1, у групі В — 16/1 ($P > 0,05$). З метою профілактики реперфузійного синдрому у хворих обох груп використовували L-аргінін, який призначали внутрішньовенно в дозі 4,2 г, що забезпечував також потужний протизапальний ефект. Беручи до уваги отримані в ході порівняльного аналізу обох схем інтраопераційного гемостазу показники зменшення активності маркерів СЗВ у порівнянні з контрольною групою, необхідно визнати, що запропонований метод електрозварювання є виправданим у пацієнтів з масивними травмами і травматичними втручаннями. З метою профілактики нагноєнь синтетичних судинних протезів було запропоновано обробляти їх під час операції левофлоксацином вітчизняного виробництва за

власною методикою, що дозволяє зберігати терапевтичну активність антибіотика в стінці трансплантата впродовж 18 годин.

Результати хірургічного лікування. Для оцінки результатів хірургічного лікування хворих були використані наступні часові інтервали спостереження: безпосередні результати — на протязі перших 30 діб лікування; короткострокові результати — від 1 до 12 місяців після операції; проміжні — від 12 до 24 місяців; і віддалені — більше 2 років після операції (прослідковано долю 75,5 % хворих групи А і 90,9 % групи Б; $P < 0,001$). Незадовільним результатом вважали летальні випадки, «великі» ампутації кінцівок. Таким чином, ключовими критеріями оцінки ефективності проведених оперативних втручань була частота виконаних ампутацій, для операцій на поєднаних артеріальних басейнах — летальність.

Вторинні ампутації є віддзеркаленням якості використаних оперативно-тактичних заходів і техніки тимчасової зупинки кровотечі. Так, у безпосередньому періоді вдалося зменшити кількість не тільки «великих» вторинних ампутацій (0,2 проти 2,2 % в контролі; $P < 0,0001$), а й «малих» (0,2 проти 0,5 % в контролі; $P < 0,001$). В короткостроковому періоді частота ампутацій в групі Б також була меншою (1,4 проти 3,5 % в контролі; $P < 0,001$) за рахунок переважного зменшення «великих» ампутацій (0,2 проти 2,7 % в контролі; $P < 0,0001$). В проміжному періоді частота ампутацій в групі Б склала всього 4,2 % проти 16,7 % в контролі ($P < 0,0001$) також за рахунок зменшення кількості «великих» ампутацій (1,4 проти 13,1 % в контролі; $P < 0,0001$). Віддалений період характеризувався схожими тенденціями щодо ампутацій (4,4 проти 14,8 % в контролі; $P < 0,0001$) як «великих» (2,1 проти 13,4 % в контролі; $P < 0,0001$), так і «малих» (2,3 проти 6,5 % в контролі; $P < 0,001$). Таким чином, кумулятивний аналіз частоти ампутацій серед пацієнтів обох груп вказує на беззаперечні переваги запроваджених у хворих основної групи медичних технологій, що включали електрозварювальну технологію.

Важливим показником ефективності лікування хворих є післяопераційна летальність. Так, за рахунок використання модернізованої хірургічної технології гемостазу, сучасних методів знеболення, запропонованих хірургічних доступів і способів оперативних втручань вдалося зменшити летальність у безпосередньому періоді з 5,2 до 2,6%, в короткостроковому — з 6,5 до 1,4%, в проміжному — з 14,6 до 5,4%, у віддаленому — з 15,1 до 3,5% ($P < 0,001$ у порівнянні з контролем для всіх часових інтервалів). Аналіз наведених даних показує, що на всіх етапах спостереження летальність у основній групі була достовірно нижчою, ніж у контрольній (16,4 проти 39,0 %; $P < 0,001$).

Встановлена динаміка летальності і частоти ампутацій вказує на те, що запропоновані хірургічна технологія гемостазу, тактика і способи реваскуляризації одночасно уражених артеріальних басейнів є більш ефективними.

Висновки. Узагальнення результатів оперативного лікування пацієнтів основної і контрольної груп показало, що у безпосередньому періоді хороші і задовільні результати були отримані відповідно у 95,8 та 85,2 % хворих, у короткостроковому — у 89,7 та 73,4 %, у проміжному — у 93,6 та 74,5 %, у віддаленому — у 90,0 та 63,0 % ($P < 0,001$ для всіх часових інтервалів).

Отже, у всі часові інтервали — безпосередній, короткостроковий, проміжний і віддалений — виявлені беззаперечні переваги як запропонованої системи хірургічної технології гемостазу, лікувальної тактики, методів передопераційної підготовки та інтраопераційного знеболення, так і розроблених способів оперативних втручань.

СТЕНДОВЫЕ ДОКЛАДЫ

ЭФФЕКТИВНОСТЬ ЭЛЕКТРОСВАРОЧНОЙ ТЕХНОЛОГИИ В ЛЕЧЕНИИ ГИПЕРТРОФИИ ЯЗЫЧНОЙ МИНДАЛИНЫ

Абызов Р.А., Савчук Л.В., Божко Н.В., Шкоба Я.В.

НМАПО имени П.Л. Шупика, г. Киев

Широкое внедрение высокочастотной электросварочной технологии существенно расширило количество сложных и труднопрогнозируемых вмешательств. Помимо оперативных вмешательств на ЛОР-органах при новообразовательных процессах имеется необходимость разработки новых методик для лечения гипертрофических процессов на лимфооточном кольце Вальдейера-Пирогова.

Особую сложность в хирургическом лечении представляет гипертрофия язычной миндалины из-за опасности развития отека и кровотечения в послеоперационном периоде. Язычная миндалина располагается под многослойным плоским эпителием слизистой оболочки корня языка. Больные жалуются на ощущения давления, чувство инородного тела в области корня языка, кашель, нередко возникает ларингоспазм (удушьё). При осмотре языка видно гипертрофию язычной миндалины в виде массы гористых образований больших размеров.

В ЛОР клинике НМАПО (Киевская областная клиническая больница) под нашим наблюдением находились 4 пациента соответствующего диагноза (3 женщины и 1 мужчина). Средний возраст больных составлял $46 \pm 2,7$ года. Патологический диагноз: гипертрофия (гиперплазия) язычной миндалины.

В хирургическом лечении данных больных мы использовали электросварочное устройство ЕК — 300 М1: напряжение — 35 В, длительность — 0,5 с, длительность увеличения напряжения — 150 мс, усилие сдавливания — 5 Н, частота — 1000 кГц.

После удаления лимфоидной ткани с помощью электросварочных ножниц в режиме «Резание» приступали к герметизации сосудов в автоматическом режиме «Зажим». После прохождения электрического тока бранши зажима снимали. Гемостаз наблюдался у всех больных. Удаленную гипертрофическую миндалину посылали на патогистологическое исследование. В послеоперационном периоде, который протекал 2 недели, без осложнений (отека, кровотечений, воспаления) больные полоскали горло антисептическим раствором «Тантум верде».

Таким образом, использование электросварочной методики позволило существенно снизить кровопотерю, ввиду малой травматичности избежать послеоперационного отека (удушья), сократить в 4–5 раз траты операционного материала (марлевые салфетки, тампоны, шовный материал), существенно сузить (25–30) время на выполнение операции. Предупреждение послеоперационных осложнений и существенный эффект указывает на перспективность данной технологии.

ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДУ ЕЛЕКТРОКОАГУЛЯЦІЇ ТКАНИН ТА СУДИН ПРИ ОПЕРАЦІЯХ НА ЩИТОПОДІБНІЙ ЗАЛОЗІ

Антонів В.Р.¹, Шляхтич С.Л.²

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

²Київський міський центр ендокринної хірургії

Вступ. При операціях на щитоподібній залозі велике значення має для якісно виконаного в належному обсязі із значним зменшенням тривалості оперативного втручання, з уникненням пошкодження нервів та прищитоподібних залоз, своєчасний, ефективний гемостаз. Це завдання позитивно вирішується завдяки хірургічній тактиці та, якості використовуваного інструментарію і методик гемостазу. Метою дослідження є покращення результатів хірургічного лікування патології щитоподібної залози шляхом застосування електросварювання м'яких тканин високочастотним біполярним електрокоагулятором.

Матеріали і методи. Електрокоагуляція та різання м'яких тканин при операціях на щитоподібній залозі проведено у 250 хворих з використанням височастотного коагулятора ЕХВА — 350МС та ЕКВЗ-300 з частотою 66 кГц і 440кГц в моно та біполярному режимах, що забезпечує згорання внутрішньоклітинного білка біологічної тканини при температурі до 55 °С, без утворення струпу, з максимальним склеюванням поверхонь високої міцності.

Технологію електрокоагуляції або різання вивчали при виконанні всіх варіантів оперативного втручання за об'ємом та в порівнянні оцінювали з контрольною рівнозначною групою, які перенесли аналогічні операції у нашій клініці без застосування технології електрозварювання м'яких тканин.

Ефективність технології оцінювали по тривалості основного етапу операції, крововтраті під час операції, кількості інтраопераційних та післяопераційних ускладнень, суб'єктивних відчуттях та враженні хірурга, післяопераційному ліжку дні, інтенсивності больового синдрому після операції.

Результати дослідження та їх обговорення. Екстракапсулярне видалення тканини щитоподібної залози при виконанні основного етапу операції здійснюється шляхом накладання пінцета або затискача на капсулу одночасно з судинами, що у 240(96 %) хворих попереджує кровотечу. Це залишає сухим операційне поле, допомагає більш прицільно і диференційовано підходити до анатомічних структур і прискорює наступні етапи втручання.

У 10 (4 %) хворих дефекти стінки або розрив кровоносних судин швидко зупиняли за допомогою використання електродного пінцету з тонкими робочими поверхнями. У всіх випадках коагульована ділянка набувала сірувато-коричневого кольору, вище якої інколи спостерігалася пульсуюча судина. В разі формуванням кукси або пересічення перешийку захоплення тканини здійснювалося зубчастим затискачем з експозицією дії струму 10 секунд. Операція завершувалася пошаровим зашивання рани нитковими лігатурами з підведенням у ложе аспіраційного дренажа.

Ефективне поєднання різноманітних режимів роботи електрозварювального апарату-зварювання, коагуляція, перекриття, різання і різноманітних інструментів — затискачів, пінцетів створює ефект прицільної електротермічної денатурації білкових структур та у загальному скорочує тривалість основного етапу операції на 40–50 хвилин, зменшує за всю операцію втрату крові на 70 % у порівнянні з класичною методикою з уникненням накладання лігатур в основному етапі операції. Це дає можливість зменшити механічний вплив на залишені тканини та запобігає пошкодженню прилеглих структур (прищитоподібних залоз, нервових гілок, та на їх трофіку).

Висновки. Використання технології височастотної електрокоагуляції вітчизняного виробництва при операціях на щитоподібній залозі при наявності очевидних переваг, дає сигнал до застосування її при оперативних втручаннях з різноманітною хірургічною патологією.

МЕТОДЫ ЛЕЧЕНИЯ ОТСЛОЕНИЯ СЕТЧАТКИ

Белоусова И.Ю.

НТУУ «Киевский политехнический институт»

Отслоение сетчатки — это состояние, которое характеризуется отделением сетчатки глаза от сосудистой оболочки. Наиболее распространены методы хирургического лечения: экстрасклеральные, эндовитреальные, коагуляция и электросварка.

Экстрасклеральные операции направлены на укрепление сетчатки через склеру. К ним относятся:

Эписклеральное пломбирование – пломбирование склеры силиконовыми губками различной формы в зависимости от вида отслойки. Операция производится на поверхности склеры путем создания участка вдавления склеры. В раннем послеоперационном периоде могут наблюдаться: инфицирование раневой поверхности, нарушение деятельности глазодвигательных мышц, подъем внутриглазного давления, опущение верхнего века и отслойка сосудистой оболочки. В позднем послеоперационном периоде возможны: развитие катаракты, обнажение имплантата, формирование микрокист, очагов дегенерации и мембран в области макулы, изменение рефракции глаза в сторону близорукости. Непрофессионально выполненная операция по экстрасклеральному пломбированию может приводить к отсутствию плотного прилегания отслоившегося участка и повторной

отслойке сетчатки. Восстановление зрения после операции экстрасклерального пломбирования занимает около 2–3 месяцев (у пожилых людей более длительный срок). В большинстве случаев зрение восстанавливается не полностью, это зависит от степени поражения центрального отдела сетчатки и «давности» ее отслойки.

Эписклеральное баллонирование — операция по установке баллона в области склеры: баллон располагается в области проекции отслоения, в него нагнетается воздух. Это также позволяет укрепить сетчатку и способствует ее фиксации к подлежащим тканям. После созревания спаек сетчатки с подлежащими тканями баллон извлекается. Противопоказаниями к данной операции могут стать: обширные разрывы и отрывы от зубчатой линии; расположение крупного разрыва сзади; фиксированные складки, занимающие более 3/4 части глазного дна; осложнение разрыва кровоизлиянием в стекловидное тело. Частота успеха таких операций около 86 %

Эндовитреальная хирургия. При эндовитреальных методах хирургического лечения операция выполняется изнутри глазного яблока. Стекловидное тело удаляется полностью или частично. Таким образом, обеспечивается доступ хирурга к задней стенке полости глаза. Впоследствии извлеченное стекловидное тело заменяется специальным материалом. Витрэктомия может осложняться кровотечениями, повреждениями хрусталика, разрывами или отслойкой сетчатки. В послеоперационном периоде возможны повторные кровоизлияния, повышение внутриглазного давления, развитие воспалительных процессов, изменений роговицы и повторной отслойки сетчатки. Длительность операции может составлять от 1,5 до 2–3 часов. Существенным недостатком витрэктомии является развитие или прогрессирование осложненной катаракты. У пациентов после первичной витрэктомии процент первичного прилегания составляет 69,7 %. Большой процент достигается при повторных проведениях данной операции (до 90 % после одной реоперации и до 97 % после двух реоперациях). При использовании силиконового масла возникает еще одна проблема — необходимость его удаления и связанные с этой процедурой риски, основными из которых являются: повторная операция — от 3,46 % до 25,3 %, транзиторная гипотония — 39,3 %, резкое снижение остроты зрения (патогенез данного феномена остается неясным), возникновение кистозного макулярного отека после удаления силиконового масла — 19,6 %.

Коагуляция сетчатки. Это операция на сетчатке глаза, целью которой является фиксация и укрепление данной структуры. Для этого используются лазеро- и электрокоагуляция, криокоагуляция. Недостатком электрокоагуляции является то, что в этих условиях происходит коагуляция тканей белков и, как следствие, в месте действия наблюдается ожог и некроз ткани. Метод лазерной коагуляции является наиболее приближенным к методу электросварки. Суть его заключается в увеличении температуры сетчатой оболочки под воздействием лазерного излучения. При достижении температуры 60 °С и выше происходит коагуляционный эффект, обусловленный посерением или побелением ретиальной ткани. После проведения лазерной коагуляции хориоретинальная спайка развивается только в течение двух недель, а это требует послеоперационной тампонады витреальной полости.

Способ электросварки биологических тканей, разработанный ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины в тесном сотрудничестве с ведущими медицинскими организациями Украины, основан на эффекте электротермической денатурации белковых молекул, при этом температура должна быть минимальной, но достаточной для образования соединения. Высокочастотный электрический ток, проходя через толщу хориоретинального комплекса вызывает нагрев. Под воздействием температуры более 50–55 °С белки, содержащиеся в ткани, начинают «размываться» и переплетаться, в результате чего происходит соединение сетчатки с пигментным эпителием и сосудистой оболочкой. Экспериментальные исследования показали, что надежность соединения зависит от формы кривой тока высокой частоты, термического цикла, абсолютных значений частоты, температуры нагрева сварочных участков ткани продолжительности нагрева, компрессии на ткань и др. После распрямления сетчатки выполняется электросварка по краю разрыва сетчатки путем дозированной компрессии на ретиальную ткань монополярным эндокоагуляционным зондом. Преимуществом метода электросварки является получение устойчивой интраоперационной регинопексии, без выполнения интравитреальной послеоперационной тампонады фторсодержащими газами или силиконовыми маслами и, как следствие, исключение связанных с этим послеоперационных осложнений. Также метод обеспечивает соединение тканей без использования инородных тел, полную герметизацию в месте сварного шва, сокращение длительности операций, надежность гомеостаза, а самое главное упрощает технику проведения хирургических операций.

КОЛАГЕНОПОДІБНА МАТРИЦЯ ЯК ЧИННИК, ЩО ЗАБЕЗПЕЧУЄ МІЦНІСТЬ ТКАНИН ПРИ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННІ ТА ВИЗНАЧАЄ ВИД І ОБСЯГ ЇХ ПОШКОДЖЕНЬ

Булавін Л.А., Вергун Л.Ю., Забаишта Ю.Ф., Свечнікова О.С., Єфіменко А.С.

Київський національний університет ім. Т. Шевченка, фізичний факультет

Відомо, що основними складовими компонентами сполучної тканини є клітини та міжклітинна речовина, що містить аморфну речовину, еластинові та колагенові волокна [1]. Саме останні забезпечують міцність сполучної тканини. В роботі [2] було зазначено, що міцність з'єднання біологічних тканин при електрозварюванні може визначатись колагеновою компонентою сполучної тканини, яка в цій тканині утворює матрицю або сітку [1]. Слід також зазначити, що на даний час колагеноподібні (желатинові) гідрогелі використовуються при лікуванні пошкоджень сполучної тканини [3]. Оскільки застосування зазначених гідрогелів є фактором васкуляризації нової тканини, головними завданнями є отримання гелевої структури, яка б забезпечувала оптимальні біомеханічні властивостями під час взаємодії з живою системою та визначення необхідних умов при формуванні зазначених структур.[4].

Як відомо, желатин — це матеріал з матричною структурою, яка відіграє важливу роль при стабілізації конфігураційних змін клубкоподібних та спіралеподібних доменів при комплексоутворенні з біомолекулами [5]. Матриця такого виду гідрогелів характеризується наявністю пор, кількість і величина яких впливає на біомеханічні властивості, а саме модуль зсуву. В процесі утворення сітчастої структури можливо протікання цього процесу при наступних умовах, а саме, впродовж формування гелю відбувається зменшення розміру комірок(пор), що призводить до збільшення модуля зсуву, а також гелеутворення може супроводжуватись збільшення розміру комірок, що призводить до зменшення модуля зсуву [6]. Відомо, що в'язкопружність гідрогелю желатини пов'язана із ефектами магнітного спинового скла [7].

Зважаючи на вищезазначене одним із напрямків вирішення існуючих завдань є експериментальне дослідження в'язкопружності гідрогелів желатини різної концентрації та різних умов формування, в тому числі під дією магнітного поля. Згадана обставина є визначальною при розумінні молекулярних механізмів, що відбуваються в тканині під час проходження електричного струму при проведенні процедури електрозварювання. Отримані результати показують, що концентраційна залежність модуль зсуву гідрогелю желатини, що попередньо був витриманий в постійному магнітному полі відрізняється від концентраційної залежності необробленого гідрогелю желатини. Пояснення цьому ефекту може полягати у зміні співвідношень між м'якою та твердою фазами відповідно матричним структурам з рідкою та щільною сітками.

Перебування гідрогелю желатини в магнітному полі сприяє переорієнтації розмірів комірок за рахунок вільних кінців ланцюгів, що розташовуються в комірці. Під дією магнітного поля змінюється кут розвороту сегмента ланцюга, який знаходиться в спин-склоподібному стані. Зміна форми комірки приводить до зростання модуля зсуву. Регулювання механізмом величини та форми комірки колагеноподібної матриці є важливою задачею при стабілізації процесу регенерації пошкоджень.

МОБІЛІЗАЦІЇ ШЛУНКУ ТА СТРАВОХОДУ З ВИКОРИСТАННЯМ АПАРАТІВ КОАПТИВНОЇ КОАГУЛЯЦІЇ

Верещако Р.І., Сухін І.А., Бацей І.С., Білиловець О.М.

ВЛ №1 ст. «Дарниця»

Невід'ємною частиною оперативного втручання на органах шлунково-кишкового тракту є адекватна мобілізація органу, яка пов'язана з пересіченням судин та відповідною їх обробкою, успіх залежить від якості хірургічних інструментів та щадного відношення до оточуючих тканин. Особ-

ливі вимоги до цього етапу операції виникають при наявності онкологічного процесу. В залежності від об'єму запланованого втручання, мобілізація органу може займати до двох третин часу операції, та викликати значні складнощі. Розробка засобів інтраопераційного гемостазу є актуальним та не вирішеним питанням, про що свідчить велика кількість апаратів які пропонуються промисловістю. На теперішній час велику поширеність набувають високочастотні електричні генератори з імпульсною подачею струму. До таких апаратів, наприклад, відноситься LigaSure (Valleylab), який може здійснювати легування кровеносних судин діаметром до 9 мм. Використання подібних апаратів дозволяє здійснювати мобілізацію органів без попереднього виділення судин крупного та середнього діаметру з оточуючих тканин. 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. Вітчизняним аналогом високочастотних електричних генераторів є апарат ЕК300М-1, який розроблено фахівцями Інституту електрозварювання ім. Е.О. Патона. Експериментальні дослідження показали здатність апарату здійснювати надійну коагуляцію судин діаметром від 3 до 12 мм. з мінімальним ушкодженням оточуючих тканин. Подальше клінічне використання певною мірою підтвердило ці данні. Головними перевагами таких технологій є відсутність в організмі сторонніх тіл у вигляді лігатур та кліпс, дотримання принципу абластики. Мінімальний вплив на оточуючі тканини запобігає утворенню зрощень та виникненню запальної реакції. Таким чином, важливим питанням сучасної хірургії є розробка та впровадження в клінічну практику нових методів гемостазу при операціях на органах черевної порожнини, які б були прості в використанні для хірурга та безпечними для пацієнта.

Протягом 2010–2015 рр. в хірургічному відділенні Вузлової лікарні №1. ст. Дарниця. м. Київ, на етапі мобілізації шлунку та стравоходу, для здійснення остаточного гемостазу, використовували апарат високочастотного електричного зварювання ЕК300М-1 та енергетичну платформу «Force triad» з функцією «LigaSure». В загалом, з використанням зазначених технологій, було виконано 93 операцій у хворих з онкологічним ураженням шлунку та нижньої третини стравоходу.

Надійність гемостазу при використанні апаратів високочастотного електричного впливу залежить від режиму використання та методики формування коагуляційного шва. Особистий досвід використання цих технологій, при мобілізації органів з розвинутою судинною системою, дозволяє говорити про значне полегшення виконання кропітких етапів операції, надійність гемостазу, та доцільність впровадження цієї технології в хірургічних відділеннях.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АППАРАТА СВАРКИ МЯГКИХ ТКАНЕЙ ЕК–300М1 В ХИРУРГИИ АБДОМИНАЛЬНОЙ ТРАВМЫ

Ганжий В.В., Кравец Н.С., Рязанова О.Д.

*Кафедра общей хирургии с уходом за больными
Запорожского государственного медицинского университета*

Цель. Разработать технику, оценить эффективность гемостаза, при травме органов брюшной полости и забрюшинного пространства.

Материал и методы исследования. Травма живота является актуальной в хирургии поврежденных. Тяжесть состояния обусловленная тяжёлыми кровотечениями с развитием шока и полиорганной недостаточности. Поэтому разработка новых технологий в лечении травматических кровотечений является неотъемлемой задачей в неотложной хирургии.

Проведен анализ лечения 16 больных в абдоминальными повреждениями у которых произведено оперативное вмешательство с использованием генератора электросварки мягких тканей ЕК–300М1.

Повреждения органов были представлены следующими нозологическими формами: разрыв селезенки диагностирован — у 7 (43,8 %) больных. брыжейки — у 3 (18,8 %), печени — у 2 (12,5 %), почки — у 1 (6,2 %), тонкого кишечника — у 2(12,5 %), тстого кишечника — у 1 (6,2 %).

Кровотечение 1-й стадии диагностировано у 3 (18,7%) больных, второй — у 11 (68,8%) и третьей — у 2 (12,5 %) потерпевших.

Результаты и их обсуждение. Остановка кровотечения с паренхиматозных органов печени и селезенки часто является не эффективной, а при травме селезенки требуется выполнения спленэктомии. В связи с вышеизложенным нами разработаны различные виды резекций селезенки с помощью аппарата биологической сваркой, что позволяет сохранить орган который играет многофункциональную роль.

Применение биологической сварки дало возможность достаточно быстро произвести гемостаз в труднодоступных областях брюшной полости и забрюшинного пространства. Особенно эффективно применение биологической сварки у пострадавших с тяжёлыми кровотечениями на фоне коагулопатии, в чем мы неоднократно убеждались.

Разрывы печени с повреждением сосудисто-секреторного сегмента сопровождаются тяжёлыми кровотечениями с последующим развитием ДВС синдрома. Развитие коагулопатических кровотечений особенно с повреждённого органа, часто ведет к неконтролируемым кровотечениям а проведения стандартного гемостаза является не эффективным.

Применение биологической сварки позволило добиться не только надежного гемостаза с паренхимы органа, но также и холестаза.

Особенно следуют выделить использование сварочного аппарата, для достижения гемостаза при ревизии забрюшинных кровоизлияний, когда отмечается диффузное кровотечение с обширной поверхностью.

В послеоперационном периоде отмечали уменьшение выделение геморрагического отделяемого с дренажей брюшной полости и забрюшинного пространства на 70+15 мл.

Выводы. Использование аппарата биологической сварки ЕК-300 М1, позволяет добиться надежного гемостаза без глубокого коагуляционного некроза, что сокращает время проведения оперативного вмешательства, количество перелитых эритроцитов и кровезаминителей, а также снижение количества послеоперационных осложнений.

ПЕРЕВАГИ ТЕРМІЧНОЇ ТЕХНОЛОГІЇ УЛЬТРАЗВУКОВИМ СКАЛЬПЕЛЕМ ПЕРЕД БІПОЛЯРНОЮ КОАГУЛЯЦІЄЮ ПРИ ПРОВЕДЕННІ ДЕКОМПРЕСИВНИХ ОПЕРАЦІЙ НА ОБЛАСТІ ШИЇ

С.В. Дибкалюк, В.А. Черняк, Б.В. Топорівський

*Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, м. Київ;
Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, м. Київ*

Технологія термічної обробки тканин із застосуванням ультразвукового скальпеля широко використовується при хірургічних втручаннях на паренхіматозних органах черевної порожнини, але не використовувалась при хірургічних маніпуляціях, спрямованих на усуненні міотеногенної та вертеброгенної компресії магістральних судин в області шиї.

Мета — оцінити переваги термічної технології обробки тканин із застосуванням ультразвукового скальпеля перед традиційною методикою застосування біполярної коагуляції при проведенні декомпресивних операцій магістральних судин в області шиї.

Матеріал і методи. Проведений порівняльний аналіз віддалених незадовільних результатів декомпресивних хірургічних втручань на хребтовій артерії в двох групах хворих. Група I, 319 пацієнтів, середній вік $42,3 \pm 5,8$ ($p > 0,05$), жінок 184, чоловіків 135, термічна обробка тканин в процесі декомпресивних операцій здійснювалась методом біполярної коагуляції. Група II, 327 пацієнтів, середній вік $41,8 \pm 6,2$ ($p > 0,05$), жінок 195, чоловіків 132, термічна обробка тканин під час проведення декомпресивних операцій на області шиї здійснювалась із застосуванням ультразвукового скальпеля. Комплексна оцінка клінічного стану проводилась за шкалою Н. Hoffenberth (1990).

Різниця за даною шкалою в обох групах була не суттєвою за критерієм Стьюдента. Незадовільні результати (покращення 7,3–14,8%) були оцінені через 1 та 2 роки після хірургічних втручань.

Результати і обговорення. В I групі хворих незадовільні результати декомпресивних втручань склали: через 1 рік $8,2 \pm 0,3$ ($p < 0,01$), через 2 роки – $16,4 \pm 1,2$ ($p > 0,01$). В II групі хворих ми отримали наступні дані стосовно незадовільних результатів декомпресивних втручань на магістральних судинах ший (хребтова артерія): через рік $3,7 \pm 0,2$ ($p < 0,01$), через 2 роки – $4,2 \pm 0,13$ ($p < 0,01$).

Менша кількість незадовільних результатів в II групі ми пояснювали більш заощадливим впливом ультразвукового скальпеля при термічній обробці з метою гемостазу по відношенню до навколишніх тканин, що зменшувало можливість вторинного рубцевого переродження у віддаленому періоді.

Висновки. При проведенні декомпресивних хірургічних втручань на магістральних судинах області ший доцільним являється застосування ультразвукового скальпеля для термічної обробки тканин.

ХІРУРГІЧНЕ ЛІКУВАННЯ ПАРАСЕЛЯРНИХ МЕНІНГІОМ З ВИКОРИСТАННЯМ НОВІТНІХ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Кваша М.С., Кондратюк В.В., Никифорак З.М.

ГУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П.Ромоданова НАМН України»;

Клініка позамозкових пухлин

ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ СШИВАЮЩИХ ХИРУРГИЧЕСКИХ АППАРАТОВ ДЛЯ СВАРКИ ЖИВЫХ ТКАНЕЙ

Кременецкий К. С., Драгомерецкий Н. Я., Лебедев А.В.

НТУУ «Киевский политехнический институт»;

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

Сшивающие аппараты — устройства для механического соединения органов и тканей при хирургических операциях. Их применение сокращает время наложения швов, упрощает процесс сшивания и повышает асептичность операции, уменьшает кровопотерю и травматизацию тканей, обеспечивает точную адаптацию краев соединяемых тканей с равномерным сжатием их по линии шва, что создает благоприятные условия для регенерации тканей в послеоперационном периоде. Для сшивания используются скобки. Для переделки аппаратов в сварочные, кассеты для скрепок и опорные бранши заменяются электродами. Кассета и опорная бранша сдвигаются толкателем. Для успешной сварки необходимо, чтобы электроды перемещались параллельно и удельное усилие сжатия ткани должно быть одинаково по всей площади электродов. Существуют разные типы толкателей. Толкатели первого типа двигают сразу все скрепки, второй и третий тип двигают 2-3 или одну скобку последовательно. Первый вариант — наиболее простой в изготовлении, сварка происходит наиболее быстро, но требует максимального усилия и максимальной мощности источника питания. Остальные типы более сложны в изготовлении, необходимо использовать более сложный алгоритм управления, но усилие сжатия и мощность источника питания меньше. Приводы для сжатия бывают непосредственные, рычажные, клиновые и винтовые. В некоторых устройствах возможно использование сжатого газа. Наибольшее распространение для открытых операций получили рычажные приводы. В лапароскопических аппаратах чаще используются клиновые и винтовые механизмы. Клиновые механизмы могут сжимать все скрепки одновременно или

последовательно по одной. Винтовой механизм может развить большее усилие и сжать сразу все скрепки. Для многих случаев необходим встроенный в аппарат нож, который разрезает шов на две половины. В большинстве аппаратов используются механическое разрезание ткани. В этом случае возможно повреждение сварочного шва при разрезании. В многоразовых аппаратах необходимо предусмотреть затачивание ножа. Электрический метод разрезания свободен от этих недостатков. Существуют два типа циркулярных сшивающих аппаратов, предназначенных для сшивания полых органов. В первом типе аппарат располагается снаружи органа, во втором — вводится внутрь. Первый тип удобно использовать для открытых операций, второй для лапароскопических. Для лапароскопического перекрытия кровеносных сосудов и проток используются клипаторы (клипаторы, клип аппликаторы). Переделка их для использования в сварке достаточно сложна, т.к. в корпусе аппарата необходимо разместить два провода к электродам. Более удобно дорабатывать сшивающие аппараты для сварки кожи и апоневроза. В этом случае важно, чтобы аппарат обеспечивал точное сопоставление слоев кожи, надежную фиксацию краев ткани, достаточное усилие сжатия электродов. Есть аппараты, которые редко используются или существуют только на бумаге. Например, аппарат для сшивания нервов, который, после переделки, можно использовать для сварки нервов и сухожилий. Представляют интерес и другие типы малоиспользуемых аппаратов.

ДЕФОРМАЦИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ПРИ КОНТАКТНОЙ СВАРКЕ

*Ланкин Ю.Н.¹, Байштрук Е.Н.¹, Осечков П.П.¹, Романова И.Ю.¹, Суший Л.Ф.¹,
Семикин В.Ф.¹, Якимкин А. В.¹, Лысейка Н.В.²*

¹Институт электросварки им. Е.О.Патона НАН Украины, г.Киев;

²Национальный медицинский университет им. А.А. Богомольца, г.Киев

Для получения прочного сварного соединения при контактной сварке мягких биологических тканей необходимо обеспечить равномерное давление электродов на ткань порядка 10 кгс/см².

Реально давление на поверхности электродов и в сварочном контакте не может быть равномерным. Используя специально разработанную установку с датчиком распределенного давления I-Scan, определено распределение давления по площади контактов электрохирургического сварочного инструмента с типовыми удлиненными электродами (губками). Распределение давления измерялось при разном усилии сжатия электродов путем зацепления за первый или второй зуб кремальеры. Получено, что давление на ткань, создаваемое электродами, крайне неравномерно по обеим осям и изменяется от 100 % до нуля у краев электродов. Давление особенно неравномерно вдоль продольной оси электродов. Максимальное давление падает по мере удаления от браншей и в значительной области возле конца электродов может практически отсутствовать.

Ввиду значительности давления электродов на свариваемые мягкие биологические ткани и гиперупругости последних контактная сварка сопровождается значительными деформациями еще до начала прохождения сварочного тока. Разработана лабораторная сварочная установка с регулируемым усилием сжатия электродов и лазерным измерителем перемещения электродов. Исследованы зависимости сжатия некоторых биологических тканей от усилия, приложенного к электродам. Полученные зависимости деформации от напряжения при сжатии кишки наилучшим образом аппроксимируются экспонентой. По полученным характеристикам деформации в зависимости от усилия сжатия рассчитаны зависимости соответствующих модулей упругости от деформации.

Для отработки методики математического моделирования процесса сжатия биологической ткани электродами при контактной сварке был проведен расчет вдавливания цилиндрического штампа в резиновый элемент, помещенный на жесткое основание. В результате выполненного расчета определены величины деформаций в резиновом элементе по направлению оси ОУ. Деформационная схема характеризуется образованием зоны сжатия на участке приложения сжимающего усилия и зоны выпучивания резинового элемента, возникающей в непосредственной близости от границы штампа. Получены значения контактного давления на участке контакта резинового элемента и стального основания.

РОЗРОБКА АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ СТАТИСТИЧНОЇ ОБРОБКИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДАНИХ ПРИ ВЧ-ЗВАРЮВАННІ ЖИВИХ ТКАНИН

Лопаткіна К.Г.¹, Кривцун І.В.¹, Маринський Г.С.¹, Чернець О. В.¹, Лопаткін І.Є.²

¹Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України;

²НТУУ «Київський політехнічний інститут»

Поглиблене вивчення і дослідження процесу високочастотного зварювання живих м'яких тканин потребує не лише автоматизації керування процесом, а і забезпечення автоматизованої обробки експериментальних даних різноманітних експериментальних досліджень. Лише за період 2012–2015 проведено більш ніж дві тисячі експериментів з тканинами різного типу. Накопичено значну кількість експериментальних даних, які вимагають різних статистичних методів обробки. По завершенню багатократних експериментів здійснюється оформлення паперових бланків протоколів з результатами досліджень біологічних об'єктів з подальшою обробкою їх в різноманітних прикладних програмах (наприклад Excel, LabVIEW, MatLab, MathCAD), заповнюються зведені таблиці, створюються каталоги позитивних та негативних результатів, каталоги експериментальних програмних алгоритмів роботи обладнання, ведеться й інша відповідна документація в тому числі звітна.

Розроблена нами система дозволяє наповнювати поля розроблених електронних бланків проведення експериментів, в напівавтоматичному режимі, залишаючи досліднику можливість вводити в ручному режимі тільки суттєві відмінності показників вимірювальних приладів, які відбуваються при проведенні багаторазових однотипних експериментів та супроводжувального тексту.

Всі дані (включаючи фото/відео інформацію) структуруються за певними ознаками в накопичувальній базі даних у форматі, який дозволяє автоматично переносити і наповнювати таблиці в вищеперерахованих прикладних програмах. Макроси Visual Basic for Applications (VBA) системи дозволяють в автоматичному режимі отримувати необхідні залежності розрахунків експериментальних даних і формувати необхідні звіти по закладеній формі дослідників. В систему входить розроблений довідник-дослідника, який включає, окрім бібліотеки за тематикою і стандартного калькулятора, спеціально розроблений калькулятор з функціями розрахунків необхідних при обробці експериментальних даних. Запропонована система дозволяє економити час та уникнути монотонної роботи, яку необхідно виконувати досліднику до і після проведення експериментів. Накопичувальна база даних проведення експериментів в подальшому може використовуватись при розробці математичних моделей досліджувальних об'єктів і при необхідності миттєвого перегляду архівних даних по запиту (перегляд фото/відео інформації, протоколів проведення експериментів, звітної документації дослідження і т.д.) за номером, датою проведення експериментів, типом обладнання, досліджуваних матеріалів.

ДОСЛІДНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ВЧ-ЗВАРЮВАННЯ ТКАНИН РІЗНОГО ТИПУ

*Лопаткіна К.Г.¹, Маринський Г.С.¹, Чернець О. В.¹, Подпратов С.Є.^{2,1},
Александров А.М.¹, Ткаченко В.А.¹, Васильченко В.А.¹, Сидоренко Д.Ф.¹,
Сердюк В.К.¹, Буряк Ю.З.¹, Чвертко Н.А.¹, Дубко А.Г.¹*

¹Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України;

²Київський міський центр електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій

Розширюються сфери застосування високочастотного зварювання (ВЧ) в клінічній практиці. Вдосконалення існуючих та розробка принципово нових біполярних та монополярних інструментів, програмних алгоритмів роботи ВЧ-обладнання та автоматичного керування процесом, нових методик проведення хірургічних операцій є постійно діючим процесом. Необхідністю стало забезпечення можливості безперервного продовження детального дослідження самого процесу

ВЧ-зварювання та здійснення випробувань та адаптації нових розробок з вивченням змін, які відбуваються в різних біологічних тканинах. Для здійснення важливого етапу експериментальних робіт, створено наукову групу досвідчених фахівців. Розроблено універсальний експериментальний дослідний комплекс, який складається із: стенду лабораторного універсального (СТЛУ-1); макетів обладнання; макетів височастотних електрохірургічних інструментів; апаратів ЕКВЗ-300 різної модифікації; вимірювально-реєстраційних приладів; портативного комп'ютеру з програмним забезпеченням; розривної машини; приладу для вимірювання гідравлічного тиску. Універсальний дослідний комплекс дозволяє вивчати та досліджувати вплив на якість зварного шва живих м'яких біологічних тканин різного типу технічних параметрів інструментів таких, як: форма, розмір, маса електродів; дослідження комплексного впливу геометрії електродів, питомого тиску в умовах перемінних енергетичних параметрів зварювального процесу тканин різного типу; дослідження поведінки живих тканин різного типу при проходженні через них струмів високої частоти; закономірності проходження струмів високої частоти в залежності від типу тканини; проходження струму високої частоти в залежності від типу тканини та зазору; дослідження впливу струму високої частоти на дегідратацію тканин різного типу; вивчення залежності нагрівання тканин різного типу від дії струму високої частоти, напруги та інших енергетичних параметрів зварювання; дослідження нового програмного продукту, орієнтованого на окремі хірургічні методики і т.д.

Проводяться експерименти з тканинами різного типу, наприклад: судини діаметром 1–14мм; епіневрій нерву; тонка кишка; сухожилля; стравохід; шлунок і т.д.

Застосування експериментального дослідного комплексу зменшує фінансові затрати при проведенні науково-дослідних робіт по зварюванню біологічних тканин. Результати досліджень біологічних об'єктів, отриманих з використанням дослідного комплексу, будуть враховані при проектуванні та розробці біполярних інструментів та височастотного зварювального обладнання.

ДОСЛІДЖЕННЯ ЗОНИ ТЕРМІЧНОГО ВПЛИВУ ПРИ ВЧ-ЗВАРЮВАННІ ТОНКОЇ КИШКИ ПРИ РІЗНИХ ЗУСИЛЛЯХ СТИСКАННЯ ЕЛЕКТРОДІВ (В ЕКСПЕРИМЕНТІ)

*Лопаткіна К.Г.¹, Маринський Г.С.¹, Чернець О.В.¹, Подпрятков С.Є.^{2,1},
Васильченко В.А.¹, Сидоренко Д.Ф.¹, Сердюк В.К.¹, Буряк Ю.З.¹, Грабовський Д.А.¹*

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

²Київський міський центр електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій

Використання ВЧ-зварювальної технології, при оперативних втручаннях, як одного із сучасних методів з'єднання тканин, що забезпечує герметичність, надійність шва та швидке відновлення функції оперованого органа. Важливим показником надійності зварного з'єднання є отримання прогнозованої геометрії шва та мінімальної ширини зони термічного впливу (ЗТВ). Детальне вивчення чинників, які впливають на покращення якості зварного шва різних типів тканин та дослідження причин виникнення ЗТВ є дуже актуальним. Відсутність достатньої інформації про дослідження факторів, які впливають на утворення, або зменшення ЗТВ, даних про структурні зміни в цій зоні, важливість впливу на швидкість відновлення функції оперованого органа підтверджує необхідність проведення детальних досліджень.

Мета: дослідити розміри ЗТВ при різних зусиллях стискання електродів не змінюючи основні технологічні параметри процесу зварювання та геометрію електродів.

Матеріали та методи: Дослідний матеріал — біоімітатор тонкої кишки, (довжина 15 см, товщина одної стінки 0,8–0,95мм). Експериментальні дослідження проводились з використанням наступного обладнання: апарату ЕКВЗ-300 «ПАТОНМЕД»; дослідного стенду СТЛУ-1; електродів площею 45 мм²; осцилограф Tektronix TDS 3014C; термопари; приладу для фіксації зміни товщини тканини; відеокамери; фотоапарату. В автоматичному режимі на частоті 440 кГц досліджували питомий тиск електродів в межах 1–3Н/мм². За допомогою фіксуючих приладів реєстрували зміну товщини дослідної тканини та температуру електродів протягом 5 с до проведення зварювання та в

момент процесу. Фіксували напругу, струм, опір та потужність в момент зварювання тонкої кишки при зусиллі стискання електродів 1–3 Н/мм².

Результати: За результатами досліджень встановлено, що не змінюючи основні енергетичні параметри зварювання, геометрію електродів та всі інші умови проведення дослідів при питомому тиску в межах 2,5–3 Н/мм² виявлена значна перфорація в зоні шва тонкої кишки, ширина ЗТВ в межах 1,0–1,2(мм). Незначна перфорація та прилипання тканини до електродів зафіксовано при зусиллі стискання електродів 1,5–1,7 Н/мм², ЗТВ в межах 0,8–1,0 мм. При зусиллі стиснення електродів 1,1–1,5 Н/мм² отримано зварне з'єднання хорошої якості з відсутністю перфорації та з зоною термічного впливу 0,15–0,2 мм.

Результати експериментальних досліджень дозволять при проектуванні та розробці біполярних інструментів та програмних алгоритмів керування процесом зварювання забезпечити отримання якісних зварних з'єднань з мінімальною зоною термічного впливу та сприяти швидкому відновленню функції оперованого органу.

НАШ ОПЫТ ВЫПОЛНЕНИЯ РЕКОНСТРУКТИВНО-ВОССТА- ВИТЕЛЬНЫХ ОПЕРАЦИЙ ТОРАКОДОЗАЛЬНЫМ ЛОСКУТОМ У БОЛЬНЫХ РАКОМ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ПОЖИЛОГО ВОЗРАСТА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭЛЕКТРОКОАГУЛЯТОРОВ ЕК-300М1 В МАММОЛОГИЧЕСКОМ ОТДЕЛЕНИИ ООД

Лукьянчук О.В., Бондар С.В., Лукьяненко И.И., Цадзикидзе Д.О., Бондар И.С.

Одесский областной онкологический диспансер; Региональный маммологический центр

Цель исследования: оценить целесообразность выполнения реконструктивно восстановительных операций, торакодorzальным лоскутом (ТДЛ) у больных раком молочной железы пожилого возраста с локализацией опухолей в центральных и латеральных квадрантах с использованием электрокоагуляторов ЕК-300М1.

Материалы и методы: В Одесском областном онкологическом диспансере с 2007 по 2015гг. находилось на обследовании и хирургическом лечении 1602 больных раком молочной железы в возрасте старше 60 лет. Из них реконструктивно–восстановительные операции выполнены 67 больным, что составило 4,2 % от общего количества прооперированных больных этой группы. Мотивом выполнения радикальных резекций был отказ 23 больных от выполнения радикальных мастэктомий, что послужило поводом в выполнении радикальных гемимастэктомий в 12 случаях и 8 субкутаных мастэктомий с первичной, одномоментной пластикой мышечно-жировым торакодorzальным лоскутом (ТДЛ).

В данной группе больных с I стадией рака молочной железы выполнено 7 радикальных резекций молочной железы с первичной одномоментной пластикой торакодorzальным лоскутом.

С IIa-IIb стадиями рака молочной железы выполнено 49 радикальных резекций молочной железы с первичной одномоментной пластикой торакодorzальным лоскутом. У 1 больной с IIIa стадией рака молочной железы выполнена радикальная гемимастэктомия с первичной пластикой ТДЛ.

Во всех случаях резекция ткани молочной железы и мягких тканей ТДЛ после рассечения кожи проводилась биполярными ножницами с использованием электрокоагуляторов ЕК-300М1.

В пред. и послеоперационном периоде больные получали химио-, гормонотерапию и лучевую терапию согласно стандартов лечения.

Результаты. Осложнения в 5 случаях отмечался краевой некроз кожи перемещенного ТДЛ. Гнойно-септических осложнений не наблюдалось. В трех случаях отмечен рецидив опухоли в области послеоперационного рубца спустя 2.5 и 3 года после комплексного лечения.

Хороший косметологический эффект получен в 39 случаях, удовлетворительные результаты получены у 23 пациенток, у 5 пациенток оперативное лечение проведено в течении последних двух месяцев, осложнений при заживлении ран не наблюдалось, но о косметическом эффекте пока делать выводы рано.

Все пациенты данной группы отмечали удовлетворительные эстетические результаты.

Среднее время реконструктивно-восстановительных операций торако-дорзальным лоскутом с 3-х часов за счет использования электрокоагулятора ЕК300-М1 сокращалось на 40–60 мин, так-же минимизировалась интраоперационная кровопотеря и связанный с ней расход материалов.

Выводы. Полученные нами результаты выполнения реконструктивно-восстановительных операций торакодорзальным лоскутом у больных раком молочной железы пожилого возраста с использованием электрокоагуляторов ЕК-300М1 позволяют нам считать целесообразным выполнение данного вида операций.

ШЛЯХИ ПОДАЛЬШОГО УДОСКОНАЛЕННЯ ТЕМПЕРАТУРНИХ ПАРАМЕТРІВ РОБОТИ КОНВЕКЦІЙНО-ІНФРАЧЕРВОНОГО ТЕРМОХІРУРГІЧНОГО ІНСТРУМЕНТА

Масалов Д.В.¹, Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.¹, Нікрітін О.Л.¹, Нестерова О.І.¹

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

²НТУУ «Київський політехнічний інститут»

Принцип роботи конвекційно-інфрачервоного термохірургічного інструменту створює ряд проблем при пошуку оптимальних конструкторських рішень для забезпечення необхідних медико-технічних та експлуатаційних характеристик. Серед них достатньо висока інерційність інструменту, необхідність створення стабільних параметрів конвекційно-інфрачервоного потоку, запобігання нагріву інструмента за межами робочої зони.

Ці проблеми вирішувались нами, як за рахунок удосконалення конструкції термохірургічного інструменту так і за рахунок удосконалення програми управління його роботою.

Зменшення малогабаритних характеристик робочої частини інструменту, застосування ефективної системи пасивного та активного попередження перегрівання неробочої частини інструменту дозволили суттєво покращити його температурні параметри. Значний позитивний ефект дало застосування равликових компресорів для створення конвекційних потоків.

Застосування в системі управління інструментом мікропроцесора з достатнім об'ємом пам'яті для програмування дозволив замінити релейну систему управління на СМАРТ систему, яка оперативно адаптується до умов роботи, що змінюються і короткий проміжок часу досягти заданих стабільних параметрів потоку. Проведені технічні випробування дозволили зробити висновки, що застосовані конструкторські рішення та нове програмне управління дозволили покращити температурні параметри інструмента на 65–70 % та підвищити стабільність конвекційно-інфрачервоних параметрів потоку до 97–98 %.

ОСОБЛИВОСТІ КОНСТРУКТОРСЬКИХ РІШЕНЬ ПРИ РЕАЛІЗАЦІЇ КОНВЕКТИВНО-ІНФРАЧЕРВОНОГО СПОСОБУ ОБРОБКИ ЖИВИХ ТКАНИН

Нестерова О.І.¹, Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.¹, Масалов Д.В.¹, Нікрітін О.Л.¹

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

²НТУУ «Київський політехнічний інститут»

Термохірургічна апаратура, що реалізує технологію конвекційно-інфрачервоного способу обробки живих тканин може бути бюджетною, спеціалізованою та багатофункціональною. Бюджетна найбільш спрощена безконтактна термохірургічна апаратура для надання допомоги в амбулаторних умовах. Це розроблені апарати ТПБ-65, ТПБ-65Б, ТПБ-180тр під спільною маркою «ПАТОН-

МЕД». Прості схемні рішення з використанням спеціалізованих медичних джерел живлення дозволили створити компактні блоки регулювання та індикації та хірургічні інструменти з відносно низькою собівартістю.

Спеціалізована апаратура, що дозволяє працювати деякий час без мережевого джерела електропостачання різної потужності. ТПБ-65Ак — безпроводний комплект з аккумулятом у ручці пістолетного типу з простою схемою керування. ТПБ-180UPS — з підвищеною потужністю термохірургічного інструмента, вбудованим блоком безперебійного живлення, можливістю зарядки від джерел автономного електропостачання, прогресивною схемою керування та підвищеною компактністю внутрішньої компоновки.

Створення багатофункціонального термохірургічного апарата БТА-300М1 «ПАТОНМЕД» виникло із необхідності надання спеціалізованої медичної допомоги. Апарат поєднує можливості конвекційно-інфрачервоної обробки ран та функцій високочастотного коагулятора. При цьому виникла необхідність розробки зовсім нової електричної схеми на мікропроцесорах, розробки плат для блоку керування та індикації, нового програмного забезпечення, нової компоновки блоку, яка враховує вимоги медстандартів по проектуванню медичної апаратури. Апарат має широкі функціональні можливості, ергономічний, має малі масогабаритні показники та високу надійність. Передбачена можливість реєстрації та передачі даних на комп'ютер, що робить його незамінним для дослідницьких цілей.

МЕТОДИКА ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ М'ЯКИХ ТКАНИН В КОМПЛЕКСНІЙ ПРОФІЛАКТИЦІ ПОСТХОЛЕЦИСТЕКТОМІЧНОГО СИНДРОМУ

Ничитайло М.Ю., Литвиненко О.М., Загрійчук М.С., Лукеча І.І., Гуцуляк А.І., Булик І.І., Гоман А.В., Момот О.Д.

Національний інститут хірургії та трансплантології ім. О.О.Шалімова НАМН України, відділ лапароскопічної хірургії та холелітіазу.

Мета. Аналіз досвіду застосування електрозварювання живих м'яких тканин при виконанні холецистектомії та оперативних втручань з приводу постхолецистектомічного синдрому (ПХЕС). Встановлено вплив застосування електрозварки на профілактику розвитку ПХЕС, частота та ступінь важкості якого значно нижче у тих пацієнтів, яким виконували холецистектомію з допомогою електрозварки.

Матеріали і методи. З 2010 по 2015 рік у відділі лапароскопічної хірургії та холелітіазу НІХТ ім. О.О.Шалімова НАМН України було виконано 2832 холецистектомії. З них 2532 (89.4%) були виконані з лапароскопічного, а 300 (10.6%) з традиційного «відкритого» доступу. Жінок було 2198 (77.6%), чоловіків відповідно 634 (22.4%). Середній вік хворих складав 54 ± 7.2 роки, наймолодшому було 11, найстаршому 82. Технологію зварювання живих м'яких тканин ми використовували при виконанні холецистектомії у 1985 (70.09%) пацієнтів — основна група. Відповідно при 847 (29.01%) холецистектоміях зварку не використовували, а користувались стандартними методиками — група порівняння. В основній групі ПХЕС розвинувся в 11.4% хворих, в той час як в групі порівняння в 15.7%. Представляємо структуру ПХЕС обох груп різного характеру патології: хірургічно асоційований (хірургічний ПХЕС); терапевтично асоційований (терапевтичний ПХЕС).

Хірургічно асоційований (хірургічний ПХЕС), основна група з використанням зварки 226 пацієнтів (54 пацієнта — 23.9%): стенози жовчних протоків (8); стенозуючий папіліт (6); тубулярний стеноз загальної жовчної протоки (5); резидуальний холедохолітіаз (7); внутрішньопечінкові і навколочечінкові абсцеси (3); ятрогенні пошкодження жовчних протоків (4); рубцеві стриктури та деформації протоків — (7); залишковий жовчний міхур — культя міхура (11); невриноми пересічених нервів (фантомні болі) (3).

Хірургічно асоційований (хірургічний ПХЕС), група порівняння без зварки 132 пацієнта (47 пацієнтів 35.6%): стенози жовчних протоків (5); стенозуючий папіліт (9); тубулярний стеноз загаль-

ної жовчної протоки (4); резидуальний холедохолітиаз (6); внутрішньопечінкові і навколопечінкові абсцеси (4); ятрогенні пошкодження жовчних протоків (5); рубцеві стриктури та деформації протоків (8); залишковий жовчний міхур – культя міхура (5); невриноми пересічених нервів (фантомні болі) (1).

Терапевтично асоційований (терапевтичний ПХЕС) — основна група з використання зварки 226 пацієнтів (172 пацієнта (76.1%)): хронічний холангіогепатит 43; хронічний панкреатит (27); хронічний гастродуоденіт (45); дискінезія жовчних проток та ВСДК (57); гіпотонія ВСДК (28); гіпертензія ВСДК (14); гіпокінезія ДПК (16); рефлюкс-гастрит (34).

Терапевтично асоційований (терапевтичний ПХЕС) — Група порівняння без зварки 132 пацієнта (85 пацієнтів (64.4%)): хронічний холангіогепатит (15); хронічний панкреатит (32); хронічний гастродуоденіт (18); дискінезія жовчних проток та ВСДК (44); гіпотонія ВСДК (12); гіпертензія ВСДК (21); гіпокінезія ДПК (9); рефлюкс-гастрит (37).

Результати та їх обговорення. В основній групі, де під час холецистектомії використовувалась зварка, частота ПХЕС склала 11.4%, в групі порівняння, де дисекція тканин в зоні трикутника Кало виконувалась звичайною діатермією або монополярною коагуляцією склала 15.7%, що на 4.3% вище. Детальний аналіз виявив зміни в самій структурі ПХЕС. Зокрема, в основній групі доля хірургічно асоційованого ПХЕС склала 23.9%, в той час як в групі контролю 35.6%, що майже вдвічі більше. Гістологічні дослідження свідчать, що технологія зварювання живих тканин викликає мінімальні порушення гістологічної структури тканин та органів, на яких вона була використана. Це в свою чергу призводить до меншого утворення сполучної тканини, явищ фіброзу, склерозування, тощо.

Важливим також є оцінка ступеня важкості ПХЕС. В групі з використанням електрозварки ПХЕС легкого ступеня склав 72.1%, натомість в групі порівняння легкий ступінь спостерігався лише у 53.8% пацієнтів. ПХЕС середнього ступеня важкості на 11.4% зустрічався частіше в групі порівняння, та майже вдвічі, на 6.9%, частіше спостерігали ПХЕС важкого ступеня. Ми спостерігали пацієнтів, яким виконувалися повторні оперативні втручання з приводу ПХЕС та його важких проявів. Проаналізували такі випадки, коли при повторних операціях використовували зварку м'яких тканин при маніпулюванні на органах гепатопанкреатобіліарної зони, а також випадки, коли зварку не використовували.

Види таких операцій: стенози жовчних протоків — гепатикоєюностомія (9), внутрішньопечінкові і навколопечінкові абсцеси — санація та дренивання абсцесів (7), ятрогенні пошкодження жовчних протоків — ушивання невеликих дефектів холедоха, гепатикоєюностомія (9), рубцеві стриктури та деформації протоків — гепатикоєюностомія (15), залишковий жовчний міхур – культя міхура — видалення культі міхура (14).

За даними такої оцінки при повторних операціях з приводу ПХЕС технологія електрозварки дає меншу тривалість операції, знижує койко-день, зменшує тривалість післяопераційної аналгезії наркотичними аналгетиками, призводить до меншої крововтрати та суб'єктивно більш зручна та надійна для використання при корекції ПХЕС.

Віддалені результати пацієнтів, прооперованих з приводу постхолецистектомічного синдрому, оцінювали за шкалою оцінки якості життя SF 36 та інтегрального показника якості життя (ШЯЖ) через 1 рік після оперативного лікування. Віддалені результати хірургічного лікування ПХЕС у пацієнтів, яким застосовували електрозварку живих м'яких тканин, значно кращі, що свідчить про доцільність та ефективність технології.

Висновки. Використання технології зварки живих м'яких тканин знижує частоту розвитку ПХЕС після виконання холецистектомії на 4.3%.

Технологія зварювання м'яких тканин при холецистектомії зменшує ступінь важкості ПХЕС.

Зварювання живих м'яких тканин при оперативних втручаннях з приводу ПХЕС значно покращує інтраопераційні показники та критерії оцінки найближчого післяопераційного періоду.

РОЗРОБКА СПЕЦІАЛІЗОВАНОГО БЕЗКОНТАКТНОГО КОНВЕКЦІЙНО-ІНФРАЧЕРВОНОГО ХІРУРГІЧНОГО ІНСТРУМЕНТА

Нікрітін О.Л.¹, Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.¹, Масалов Д.В.¹, Нестерова О.І.¹

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

²НТУУ «Київський політехнічний інститут»

Досвід застосування конвекційно-інфрачервоного інструменту для гемостазу та дезінфекції ран дозволили зробити припущення про високу ефективність цієї технології в стоматології та щелепно-лицьовій хірургії.

Відносно невеликі розміри рани, обмежене за розмірами хірургічне поле, необхідність поєднання достатніх потужностей високочастотного коагулятора та середніх і малих потужностей конвекційно-інфрачервоного інструменту визначили необхідність розробки спеціалізованого багатофункціонального електротермохірургічного апарату для стоматології.

Завдяки розробці спеціальних насадок, вдосконаленню регулювання та підтримання заданих параметрів, на виході з сопла інструменту було отримано стабільний та прогнозований конвекційно-інфрачервоний потік. Вирішена проблема бокового розповсюдження тепла від інструмента. Проведені експерименти з використанням вимірювальних приладів, в тому числі тепловізора дозволили уточнити розрахунки деяких параметрів, а також розробити спеціалізований інструмент для щелепно-лицьової хірургії.

ПРЕИМУЩЕСТВА ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОСВАРОЧНОГО КОМПЛЕКСА «ЕКВЗ-300» ПРИ ТРАНСПЛАНТАЦИИ ПОЧКИ И ОПЕРАЦИЯХ НА ЩИТОВИДНОЙ ЖЕЛЕЗЕ

Никоненко А.С.^{1,2}, Вильховой С.О.², Русанов И.В.¹

¹ГУ «Запорожская медицинская академия последипломного образования МОЗ Украины»;

²Запорожский государственный медицинский университет

Актуальность. В условиях непрерывно развивающихся медицинских технологий, направленных на улучшение результатов оказываемой помощи, задачей хирургической клиники является внедрение новейших эффективных методик, позволяющих повысить качество оперативных вмешательств и уменьшить длительность периода реабилитации больного.

Трансплантация органов на современном уровне развития медицины стала стандартом оказания медицинской помощи населению. Наибольшую распространённость получила трансплантация почки.

Изъятие органов и выполнение трансплантации являются высокотехнологичными операциями, поэтому требуют тщательного гемостаза и профилактики развития лимфореи в послеоперационном периоде. На этапе изъятия органов у живых доноров необходимо добиваться малотравматичного гемостаза. Применение стандартных методов коагуляции приводит к повреждению органов, а при контакте с магистральными сосудами может привести к их травмированию.

В последние годы высокочастотная электросварочная технология также активно применяется и в эндокринной хирургии, в частности, при операциях по поводу патологии щитовидной железы, поскольку она занимает ведущее место в структуре эндокринных заболеваний, требующих хирургического лечения.

В данной работе впервые в трансплантации органов применена методика высокочастотной электросварочной технологии.

Цель. Изучение влияния токов высокой частоты на функцию пересаживаемых органов, длительность проведения оперативного вмешательства, объем кровопотери, частоту развития осложнений

в послеоперационном периоде при трансплантации почки и операциях на щитовидной железе, морфологических изменений в сосудах и тканях.

Материал и методы. За период с января 2012 г. по ноябрь 2015г. в отделении трансплантации с койками эндокринной хирургии КУ «ЗОКБ» было выполнено 331 оперативное вмешательство, при котором применяли электросварочный комплекс ЕКВЗ-300, большинство из них — 303, при трансплантации почки и операциях по поводу тиреоидной патологии.

Нефрэктомия у донора-родственника — 46, трансплантации почки родственная — 46, трансплантации почки трупная — 18, операции на щитовидной железе — 193 (тиреоидэктомия — 111, гемитиреоидэктомия — 73, резекция щитовидной железы — 9).

При родственной донорской нефрэктомии доступ к почке осуществлялся забрюшинно. С помощью базового набора инструментов ЕКВЗ-300 осуществляли гемостаз в подкожно-жировой клетчатке, послойное рассечение тканей, пересечение лимфатических путей в пределах операционного поля. Весь мышечный массив пересекался в режиме «резекция» без применения дополнительного гемостаза. Паранефрон обрабатывался в режиме «коагуляция». На этапе трансплантации почки забрюшинный доступ осуществлялся в режиме «резекция». Подвздошные сосуды и забрюшинная клетчатка обрабатывались в режиме «коагуляция». Главный лимфатический проток лигировался.

При оперативных вмешательствах на щитовидной железе применяли аппарат в режиме «резекция» при необходимости пересечения претиреоидных мышц, на этапе мобилизации долей железы от трахеи и мобилизации в пределах латеральных хирургических пространств. В режиме «коагуляция» обрабатывались нижние полюсные сосуды, верхние лигировались.

При трансплантации во всех клинических наблюдениях проводилось гистологическое исследование фрагментов нижних эпигастральных сосудов, стенки наружной подвздошной артерии, подвздошной вены, мочеточника, паранефральной клетчатки.

Результаты. В 43 (93,5 %) случаях родственной трансплантации почки получена первичная функция трансплантата с восстановлением азотовыделительной функции на 5–7 сутки. При трупной трансплантации первичная функция трансплантата получена в 13 (72,2 %) случаях.

В первые 5 суток послеоперационного периода при трансплантации кровотечений не наблюдалось, в 4 (6,3 %) случаях (2 трупные пересадки и 2 родственные) кровотечение развилось на 6–11 сутки, которое потребовало оперативного вмешательства. При ревизии послеоперационной раны в двух случаях явный источник кровотечения найден не был, в одном случае источником кровотечения являлась почечная артерия, в одном — почечная вена. Лимфоррея у пациентов в раннем послеоперационном периоде не наблюдалась.

У доноров почки гематом, лимфоррей, кровотечений в раннем и позднем послеоперационном периоде не наблюдалось.

При оперативных вмешательствах на щитовидной железе интраоперационно и в послеоперационном периоде кровотечений не было. У 3 пациентов (1,6 %) на 2–3 сутки образовались подкожные гематомы, разрешившиеся консервативно. Использование аппарата ЕКВЗ-300 позволило на 35–40 % сократить длительность операции за счет отсутствия необходимости лигирования анатомических структур и соответственно уменьшить количество инородного материала (лигатур) в операционной ране. В 10 (5,2 %) случаях (7 тиреоидэктомий, 3 гемитиреоидэктомии) развился парез гортани, в двух из них, двухсторонний. Транзиторная послеоперационная гипокальциемия отмечена у 16 (8,3 %) пациентов.

При гистологическом исследовании отмечались следующие характерные изменения: в стенке наружной подвздошной артерии эндотелий отсутствует, внутренняя эластическая мембрана извитая, фрагментирована, признаки тромбообразования не обнаружены. В меди — хаотическое расположение миоцитов, обширные поля тканевого детрита и крупновокуольного изменения мышечного слоя. Образуется каркас из гомогенизированной соединительной стромы стенки артерии мышечно-эластического типа, пропитанный белками поврежденных миоцитов и плазмы крови. Мелкие артерии мышечного типа в участках перифокального воздействия высокочастотного электрического тока в состоянии выраженного спазма с выраженной извитостью внутренней эластической мембраны. В стенках венозных сосудов степень дезорганизации структур выражена в большей степени по сравнению с артериями. Жировая ткань в местах электросварочного воздействия представлена узкой полосой коагуляционного детрита. Прилежащие капилляры паретически расширены с гомогенизацией эритроцитов в просвете. В структурах мочеточника развивается денату-

рация нефротелия, гомогенизация волокон соединительной ткани стромы с очагами коагуляционного некроза и некробиоза пучков мышечных волокон.

Выводы. 1. Применение высокочастотной электросварочной технологии при трансплантации почки и в тиреоидной хирургии позволило уменьшить продолжительность операции, объем интраоперационной кровопотери, частоту кровотечения, лимфорреи, достичь лучшей функции трансплантата в раннем послеоперационном периоде. 2. В просвете сосудов отмечено формирование фибринового тромба, что обеспечивало надежный гемостаз. 3. Существенными преимуществами использования данного метода были отсутствие необходимости использования дополнительных хирургических инструментов, уменьшение расхода операционного материала (салфетки, шовный материал), соответственно, обеспечение экономического эффекта.

ЗАСТОСУВАННЯ ВИСОКОЧАСТОТНОГО ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНОГО АПАРАТУ ЕК-300М1 В ЛІКУВАННІ ПЕРВИННИХ ГРИЖ ПЕРЕДНЬОБІЧНОЇ СТІНКИ ЖИВОТА

Просвітлюк П.В., Власов В.В., Бабій І.В., Калиновський С.В.

Хмельницька обласна лікарня; Вінницький національний медичний університет

Грижі передньої черевної стінки є частою хірургічною патологією. Все частіше під час операцій застосовують метод високочастотного зварювання живих м'яких тканин (ВЗМЖТ), який розробили спеціалісти інституту ім. Є.О. Патона. Переваги вітчизняних технологій електрозварювання м'яких тканин абсолютно очевидні: це, зокрема, досягнення надійного гемостазу, точна та безпечна дисекція структур операційного поля, простота в експлуатації й обслуговуванні та значно нижча вартість порівняно з аналогічними іноземними технологіями.

Мета: оцінити ефективність та доцільність застосування технології електрозварювання м'яких тканин у хірургічному лікуванні хворих на первинну грижу передньо-бічної стінки живота (ПБСЖ).

Матеріали та методи. В період з 2012 по 2013 р. проліковано 390 хворих на первинну грижу ПБСЖ, з них чоловіків (Ч) 270 (69,2%), а жінок (Ж) 114 (29,2%) середнім віком 51,4+14,6 (від 16 до 91). Міських жителів було 257, відповідно сільських — 133. Серед усіх первинних гриж пахвинних (ПхГ) було 228 (58,5%), стегових — 16 (4,1%), пупкових (ПГ) — 110 (28,2%), білої лінії живота (БЛЖ) — 24 (6,2%), спігелевої лінії живота — 2 (0,5%). При лікуванні первинних гриж ПБСЖ автопластику (Ав) грижового дефекту (ГД) застосовували у 53 хворих (13,6%), алопластичні (Ал) методи — у 337 хворих (86,4%). Під час операцій використовували різні поліпропіленові сітчасті імплантати АРМА-УТМ і АРМА-ТУРА (Укртехмед, Україна) Есфіл (Лінтекс, Росія), Prolene Mesh (Ethicon, USA), важку сітку («Українська кольчуга»).

Усі хворі обстежені клінічно і лабораторно, виконано УЗД органів черевної порожнини та ГД, ФЕГДС, ЕКГ, при потребі призначали консультацію суміжних спеціалістів.

Результати дослідження. Серед 390 хворих на первинну грижу ПБСЖ було 228 хворих на ПхГ з них Ч — 208 (91,2%), Ж — 20 (8,8%) віком 16-91 (51,4 ± 14,6) років. Правобічну локалізацію ПхГ спостерігали у 152 (66,7%) хворих, лівобічну — 76 (33,3%). Згідно класифікації EHS ПхГ типу pL1 діагностовано у 20 випадках (8,7%), pL2 — у 64 (28,1%), pL3 — у 60 (26,3%), pM1 — у 5 (2,2%), pM2 — у 46 (20,2%), pM3 — у 33 (14,5%). 191 пацієнтам із ПхГ було виконано Ал методи пластики ГД, з них 84 хворих прооперовано з використанням передочеревинної алопластики (ПоАл), 107 хворих — з використанням методики I.L.Lichtenstein. У 37 хворих була використана Ав методика створення «нової» задньої стінки пахвинного проміжку за методикою M.P. Desarda.

У 134 хворих спостерігали ПГ (110) та грижу БЛЖ (24), серед них, у 8 — поєднання гриж цих локалізацій. Ж переважали (66,41%). Згідно з класифікацією EHS здебільшого спостерігали ГД середнього (46,27%) і малого (30,59%) розмірів. Місцевими тканинами (способом Сапежко або Мейо) ГД закритий 16 (11,94%) хворим на ПГ або грижу БЛЖ. Переважній більшості (88,06%) виконано ПоАл (91) або ретромускулярно (27). У 21 пацієнта розміри грижового мішка значно перевищували діаметр ГД. Під час операції вдавалися до розширення ГД по БЛЖ в 6 випадках. У 16 пацієнтів застосований авторський бічний спосіб розширення ГД (патент на корисну модель № 71375 UA), який полягає у виконанні 2 різнонаправлених (каудально та краніально) розрізів перед-

ньої та задньої пластинок піхв прямого м'язу живота. 12 пацієнтам виконано однобічне розширення ГД, 4 — двобічне. Даний спосіб розширення не призводить до пошкодження м'язів та важливих судин черевної стінки, не знижує її міцність, бо створюється перемінний доступ.

Поміж 390 хворих на первинну грижу ПБСЖ було 16 хворих на стегнову грижу. Вік хворих — від 20 до 76 років. Середній вік — (62,5+ 18,37) року. З них Ж становили 87,5% (14), а Ч — 12,5% (2). Згідно з класифікацією EHS здебільшого спостерігали ГД середнього (62,5%) і малого (37,5%) розмірів. Лівобічну локалізацію стегнової грижі спостерігали у 9 хворих, правобічну — 7. 10 хворих прооперовано з використанням ПоАл, 6 хворих — з використанням методики plug.

Також в пролікованій групі хворих було 2 випадки грижі спігелевої лінії. Хворі були жіночої статі, віком 68 та 72 роки. Розмір ГД складав 3-4 см. Дефект закрито ПоАл з наступним зашиванням пошарово широких м'язів живота встик. Для лікування гриж ПБСЖ нами використовувався апарат ЕК-300М1 який дає можливість різати, зварювати та коагулювати тканини. Ми **користувалися** даним апаратом в двох режимах : коагуляції та зварювання. Основним режимом роботи апарату ЕК-300М1 була коагуляція. Тоді як режим зварювання використовувався лише за необхідності маніпуляцій у небезпечних зонах (проходження нервових волокон та великих судин), або ж зупинки кровотечі із судин діаметром до 3–4 мм з пасма сальника що був грижовим вмістом. Ми переконалися у ефективності апарату, адже під час його застосування оперативне втручання проходить практично безкровно, в «сухому» операційному полі, полегшуються маніпуляції в шарах стінки живота, а також скорочується час проведення операції практично на 50%.

Середній термін перебування на ліжку склав $6,3 \pm 3,2$ ліжко-дні. Нами проведені спостереження впродовж 2 років за пацієнтами, яким виконана герніопластика. В ранній післяопераційний період у 6 (1,5%) прооперованих хворих спостерігали інфільтрат м'яких тканин післяопераційної рани, нагноєння післяопераційної рани — 1 (0,3%), набряк калитки — 4 (1,03%), гематому сім'яного канатика — 3 (0,7%). Усі ускладнення ліквідовані консервативно. Ускладнення у вигляді відчуття стороннього тіла, в ділянці проведеної пластики, спостерігали у 67 (17%) хворих, дане ускладнення зникало напротязі першого року від оперативного втручання. Пізніх післяопераційних ускладнень у вигляді стійкого больового синдрому, лігатурних нориць, рецидиву грижі у оздоровлених нами хворих ми не спостерігали.

Таким чином високочастотний електрозварювальний апарат ЕК-300М1 дає можливість зварювати та коагулювати тканини, що зводить до мінімуму інтраопераційну крововтрату, дає можливість не використовувати шовний матеріал, покращує умови роботи хірурга, особливо у важкодоступних місцях, і скорочує строки післяопераційної реабілітації пацієнтів.

ХІРУРГІЧНЕ ЛІКУВАННЯ АТИПОВИХ І АНАПЛАСТИЧНИХ МЕНІНГІОМ ГОЛОВНОГО МОЗКУ З ВИКОРИСТАННЯМ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Самбор В. К., Кваша М.С.

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

Технологія високочастотного зварювання сьогодні з успіхом використовується для з'єднання м'яких живих тканин різного типу, але відомості про її використання під час оперативних втручань при пухлинах головного мозку практично відсутні.

Мета роботи. Поліпшення результатів лікування хворих з атипovими та анапластичними менінгіомами головного мозку за умов застосування апарату ЕКВ3-300 та розробленого і адаптованого до нейроонкології біполярного інструменту, визначення необхідних параметрів роботи в ручному та автоматичному режимах під час хірургічного лікування.

Матеріали і методи. Одним із сучасних напрямків розвитку нейроонкології є розробка методів, які направлені на скорочення часу проведення оперативних втручань за рахунок безшовного з'єднання тканин, особливо у пацієнтів з важкою супутньою патологією і базальним розташуванням пухлин основи черепа. З кожним роком все ширше і ширше застосовується в нашій практиці метод високочастотного зварювання м'яких тканин розроблений в ІЕЗ ім. Є.О.Патона з використанням універсального апарату УКВ3-300 «ПАТОНМЕНД».

Нами було проаналізовано 46 хворих з менінгіомами головного мозку, у яких в післяопераційному періоді, були верифіковані пухлини Grade II і Grade III. В більшості випадків ці пухлини мали супратенторіальну локалізацію (91,6%). Найбільшу частку серед менінгіом супратенторіальної локалізації склали менінгіоми конвексимальної поверхні мозку (37,2%).

Аналіз клінічних проявів захворювання засвідчив про те, що симптоматика, яка виникає, залежить не від гістологічної структури пухлини, а від її топографічної локалізації.

При аналізі даних, отриманих за допомогою КТ, МРТ, а також селективної АГ, виявлено ознаки за допомогою яких можливо діагностувати ці новоутворення головного мозку на доопераційному етапі, з досить високим ступенем вірогідності.

Результати. Операції по шкалі радикальності видалення пухлин головного мозку — Simson I, Simpson II виконані у більшості хворих — 90,3%. Операції по Simson III і IV виконано у 9,7%. Післяопераційна летальність склала 3,7%. Основною причиною летальності стало гостре порушення мозкового кровообігу з явищами набряку та дислокації структур головного мозку. Катамнез відомий (від 3 місяців до 10 років) стосовно 19, 8% хворих. У 29,8% хворих діагностовано рецидив захворювання, частіше всього у хворих з анапластичними менінгіомами. Проведені дослідження показали, що при застосуванні височастотного електрохірургічного універсального апарату УКВЗ-300 «ПАТОН-МЕНД» в режимі зварювання локально в ділянці впливу біполярного пінцета на кон'юнктиву, надкисницю, та в деяких випадках (при відсутності натягу) навіть на твердій мозковій оболонці формується нижній рубець, який запобігає діастазу між відрізками тканин, що значно покращує регенерацію їх в післяопераційному періоді, герметизує порожнину черепа і запобігає ліквореї.

Надійний гемостаз шляхом електроварки дає можливість більш швидко та швидше працювати в сухому операційному полі, дозволяє прецизійну дію, скорочує час операції тому числі і за рахунок більш швидшого звуження судин у порівнянні з моно полярною коагуляцією.

Висновки. 1. Найбільш оптимальним способом лікування, на теперішній час, залишається поки що хірургічний. Після видалення анапластичної менінгіоми, навіть при радикальному виконанні операції, необхідно проведення променевої терапії. 2. Отримані попередні результати свідчать про перспективність подальшого вивчення впливу технології височастотного зварювання м'яких тканин з використанням універсального апарату УКВЗ-300 «ПАТОНМЕНД» та спеціальних біполярних інструментів в нейроонкології для герметичного з'єднання тканин під час хірургічного лікування атипичних і анапластичних менінгіом головного мозку з їх характерним інфільтративно-деструктивним характером росту, ушкодженням тканин голови, проведенні реконструктивно-відновних операцій у цієї надзвичайно важкої і одночасно перспективної, при своєчасній і правильній хірургічній тактиці, категорії хворих.

ПРИМЕНЕНИЕ АППАРАТА ПАТОНМЕД ЕКВЗ-300 В РАДИКАЛЬНОМ ОПЕРАТИВНОМ ВМЕШАТЕЛЬСТВЕ ПРИ АКТИНОМИКОЗЕ КРУПНОГО РОГАТОГО СКОТА

Тарнавский Д.В., Ткаченко В.В.

Национальный университет биоресурсов и природопользования Украины, м. Київ

Актиномикоз крупного рогатого скота (*Actinomyces bovis*) — хроническое инфекционное заболевание животных, характеризующееся образованием гранулематозных очагов в различных тканях и органах и формированием абсцессов и свищей. При отсутствии лечения и пониженной резистентности организма возможно развитие генерализованной формы актиномикоза с поражением почек, печени, легких, мозга. Актиномикозом болеет и человек.

У крупного рогатого скота чаще поражаются кости и ткани нижней челюсти, лимфоузлы, но актиномы могут возникнуть и в других частях тела (на конечностях, вымени и др.). Специфический признак актиномикоза — плотная опухоль, в дальнейшем образование свищей, из которых выделяется вначале сметанообразный желтоватый гной с желтовато-серыми крупинками друз величиной с просыное зерно. Затем гной становится кровянистым с примесью кусочков отторгаемой ткани. Актиномы в глотке и гортани ведут к затруднению дыхания и приёма корма, поэтому животные истощены. Радикальная хирургическая операция ведется по принципу удаления злокачественного

новообразования. Актиномикозный очаг иссекается вместе с фиброзной капсулой, рубцово-измененными тканями, патологическими грануляциями и гнойными свищами единым блоком, в пределах здоровых тканей, что, как правило, сопровождается кровотечением.

В зависимости от поражения актиномикозным процессом, при операциях приходится иссекать кожу и подкожную клетчатку, мышцы, лимфоузлы, отдельные доли слюнных желез, а так же, крупные сосуды.

Актиномикозный процесс у оперированных нами больных животных локализовался в различных областях головы и шеи животного, в зависимости от этого, и оперативные доступы были различными. Место, величина и направление разрезов строго согласовывались с анатомо-топографическими особенностями оперируемых областей.

В подчелюстной области, оперативный доступ производили двумя круглыми разрезами, окаймляющими актиномикому, а затем сходящимися в направлении вентрального контура тела нижней челюсти, отступая 1,5–2 см от него.

Разрезу подлежат кожа, фасция и подкожный мускул. После этого от краев разреза производили отделение актиномикомы биполярным пинцетом и ножницами в режиме «КОАГУЛЯЦИЯ» и «СВАРКА».

При проведении разрезов учитывали кровоснабжение и иннервацию подчелюстной области, а также локализацию проходящих здесь протоков околоушной и подчелюстной слюнных желез.

В подчелюстной области наиболее крупными сосудистыми магистралями являются разветвляющиеся здесь наружная челюстная артерия и вена. В этой области проходит межчелюстной нерв, веточка вентрального щечного нерва, кожный шейный нерв, являющийся ветвью второго шейного нерва.

В околоушной области разрез проводили параллельно шейному краю ветви нижней челюсти. Здесь необходимо предупредить повреждение крупных магистральных сосудов и нервов, таких как: общая сонная, затылочная, наружная сонная артерии, вторая и третья пара шейных нервов, лицевой нерв, вагосимпатический ствол. После полного иссечения актиномикозных очагов и остановки кровотечения раневую полость заполняли стрептоцидовой эмульсией. В заключение на рану накладывали глухой или частичный шов. (один треба) Снятие швов в зависимости от хода заживления и локализации операционной раны производили на 7–10-й день.

Таким образом, использование аппарата ПАТОНМЕД ЕКВЗ-300 позволило достичь снижения количества осложнений, связанных с интраоперационным гемостазом, сократить время операций и значительно улучшить результаты лечения.

ПОРІВНЯЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РІЗНИХ МЕТОДІВ РОЗ'ЄДНАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Хойдра К.Ю.², Лебедев О.В.¹

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

²НТУУ «Київський політехнічний інститут», м. Київ

Кожна операція пов'язана з неминучим порушенням цілісності тканин. Роз'єднання тканин потрібно для отримання оперативного доступу, а також у процесі власне оперативного втручання. Вибір прийому залежить від топографії патологічного вогнища, стану тканин і виду операції. Він повинен бути раціональним, найменш травматичним, ефективним. Сьогодні відомо кілька способів роз'єднання тканин.

Класична хірургія. Проводиться скальпелем Розріз спричинює кровотечу з капілярів і судин, як наслідок — велика втрата крові. Необхідний постійний догляд за раною, додаткові медикаменти, оскільки можливе інфікування і нагноєння. Довготривале загоєння післяопераційних швів, відбувається за 3-8 тижнів залежно від стану організму.

Ультразвуковий метод. Проводиться гармонійним скальпелем: частота коливань постійна 55,5 кГц, амплітуда руху леза від 50 до 100 нм. Коагуляція і закупорювання судин дрібного калібру відбувається при температурі від 50 °С, більш великих — до 100 °С. Збільшення часу впливу і тем-

ператури приводить до термічного пошкодження і травматизму тканин: глибина коагуляційного некрозу — $2,5 \pm 0,5$ мм. Період загоєння скорочується до 13–14 днів.

Електрохірургія і лазерний метод. При використанні таких інструментів коагуляція настає при температурі від $150\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $400\text{ }^{\circ}\text{C}$. При цьому відбувається висушування і окислення (обвуглювання) тканин, утворення струпа, що покриває зону кровотечі. Як наслідок — довготривале загоєння (2–4 тижні) та яскраво виражений больовий синдром. Відбувається виділення токсичного газу з неприємним запахом і димом.

Метод ВЧ-роз'єднання БТ. Був розроблений в Інституті електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України. Відбувається за допомогою біполярного інструменту під впливом струму високої частоти. Температура в зоні контакту — $60\text{--}70\text{ }^{\circ}\text{C}$. Таке мінімальне теплове вкладення не травматичне для БТ, але достатнє для роз'єднання та коагуляції. В якості інструмента можна використовувати спеціальні ножиці, зварювальний зажим або пінцет. Товщина тканини, яка розрізається може становити кілька сантиметрів. Лінійна швидкість розрізання залежить від товщини тканини, застосовуваного інструмента, навичок хірурга і може становити кілька сантиметрів в секунду. Швидкість роз'єднання тканини істотно залежить від зусилля стиснення електродів. Оптимальний питомий тиск на тканину знаходиться в діапазоні $0,2\text{--}0,5\text{ Н/м}^2$. Зварювальна напруга знаходиться в межах $170\text{--}220\text{ В}$. Достатня механічна міцність шва забезпечує надійний гемостаз. Також перевагами методу є висока швидкість, зручність і надійність виконання операцій; спрощення техніки проведення хірургічної операції; акуратність і точність розтину тканин; стерильність та відсутність нагноєнь. Післяопераційний період загоєння складає кілька днів.

ОБЩИЕ ПОДХОДЫ К ПРИМЕНЕНИЮ РЕКОНСТРУКТИВНО-ВОССТАНОВИТЕЛЬНОЙ ТЕХНОЛОГИИ В ОРТОПЕДИИ И ТРАВМАТОЛОГИИ

Худецкий И.Ю.^{1,2}, Кривцун И.В.¹, Маринский Г.С.¹, Чернец А.В.¹, Полищук А.Е.²

¹Институт электросварки им.Е.О.Патона НАН Украины, г. Киев;

²ФБМИ НТУУ «Киевский политехнический институт»

Ранения или травмы с большими дефектами костей, как правило, сопровождаются инфицированием раны, обильным кровотечением и наличием нежизнеспособных мягких тканей. Оказание эффективной медицинской помощи в связи с этим имеет ряд особенностей.

Традиционно оказание помощи проводится в два этапа. На первом этапе проводится хирургическая обработка раны, которая включает остановку кровотечения и удаление нежизнеспособных мягких тканей, а также профилактику инфекционных осложнений. В дальнейшем проводится лечение с использованием антибиотиков и регулярной обработки раны. В зависимости от тяжести ранения, времени проведения хирургической обработки от момента ранения (травмы) период заживления раны может составлять от нескольких месяцев до года. Второй этап лечения при отсутствии инфекционных осложнений это собственно проведение реконструктивно-восстановительная операция. Длительность этого периода лечения может составлять от полугода до нескольких лет.

В случае применения комплексной реконструктивно-восстановительной технологии с использованием электротермохирургии и синтетических остеотропных материалов оказание хирургической помощи происходит в один этап.

С применением ВЧ сварки осуществляется заваривание кровоточащих крупных и средних сосудов, иссечение нежизнеспособных тканей. Обработка раны конвекционно-инфракрасным потоком позволяет провести дезинфекцию раны с одновременной остановкой кровотечения из мелких сосудов и губчатых костей. Условия стерильной раны позволяют выполнить имплантацию синтетической кости из остеотропных материалов. Как правило такие раны заживают в течении от 14 до 30 дней. В дальнейшем за 3–4 месяца в организме происходит превращение синтетической кости (стройматериал) в натуральную кость пациента.

РОЗРОБКА БАГАТОФУНКЦІОНАЛЬНИХ ЕЛЕКТРОТЕРМОХІРУРГІЧНИХ АПАРАТІВ – ПЕРСПЕКТИВНИЙ НАПРЯМОК МЕДИЧНОГО ПРИЛАДОБУДУВАННЯ

*Худецький І.Ю.^{1,2}, Кривцун І.В.¹, Масалов Д.В.¹,
Нікрітін О.Л.¹, Нестерова О.І.¹*

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

²Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

Сучасні операційні обладнуються значною кількістю медичної апаратури різного призначення. Це створює певні незручності для хірурга обмежуючи вільний простір навколо операційного столу. У зв'язку з цим поєднання в одному апараті функцій кількох є актуальним завданням.

Розробка безконтактного термохірургічного апарату конвекційно-інфрачервоної обробки тканин для операцій на черевній порожнині, грудній клітці чи при політравмі привели до необхідності заміни блоку живлення з джерела постійного струму на інверторний високочастотний блок. Це у свою чергу відкрило можливість поєднати в одному термохірургічному приладі функції безконтактної обробки поверхні рани та високочастотного коагулятора.

Безконтактна конвекційно-інфрачервона обробка тканин дозволяє здійснювати зупинку кровотечі з капілярів, дрібних судин та проводити дезинфекцію рани. Високочастотний коагулятор дозволяє в ручному здійснювати видалення нежиттєздатних тканин та зупинку кровотечі з судин середнього та великого діаметру.

Для вирішення проблеми поєднання в одному приладі двох самостійних апаратів були внесені зміни в систему індикації, контролю та управління параметрами конвекційно-інфрачервоного потоку та функціями високочастотного коагулятора. Конструкторські рішення, які були застосовані дозволили забезпечити медико-технічні вимоги, які висувались до апарату БТА-300М1 «ПАТОН-МЕД» та ЕК-300М1 (за винятком функції автоматичного зварювання). Новому багатофункціональному апарату був присвоєний індекс ЕК-300М1 «ПАТОНМЕД». Проведені технічні та доклінічні випробування підтвердили високу ефективність та ергономічність нового апарату.

ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ПРИ ОДНОПОРТОВІЙ ТА ТРИПОРТОВІЙ ЛАПАРОСКОПІЧНІЙ ХОЛЕЦИСТЕКТОМІЇ

*Шуляренко В.А., Гвоздяк М.М., Сіряченко В.Г., Ігнатів І.М.,
Шуляренко О.В., Геращенко Р.А.*

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

Київська міська клінічна лікарня №8, Клініка «Медіком»

Мета: проаналізувати результати застосування однопортової та трипортової лапароскопічної холецистектомії при калькульозних формах холециститу щодо тривалості операції, тривалості перебування в стаціонарі, інтенсивності болю в післяопераційному періоді та післяопераційних ускладнень.

Матеріали і методи. За період із 2012 до 2014 року в клініці кафедри хірургії та судинної хірургії виконана 51 однопортова (І група) та 69 трипортових (ІІ група) лапароскопічних холецистектомій. Хворі як першої, так і другої груп за статтю, віком, факторами ризику були співставимі. Біль оцінювали за візуальною аналоговою шкалою, кожного дня протягом першого післяопераційного тижня, потім через тиждень, 3, 6 і 12 місяців. У всіх випадках гемостаз та зварювання міхурової артерії та протоку проводились біполярним зварювальним апаратом «Патонмед».

Результати та їх обговорення. Середня тривалість операції в першій групі була 69 хвилин (34–112 хвилин) — це довше, ніж в другій групі з 55 хвилинами (30–135 хвилин). Конверсій не було. Середній ліжко-день в першій групі був 1,31, в другій — 1,62. Післяопераційні ускладнення були

у 2 (3,92%) випадках в першій групі та у 3 (4,35%) — у другій, тобто їх кількість незначна в обох групах, всі вони були куповані консервативно. Троякарних гриж не виникало. Інтенсивність болю в першій групі була менша — $3,55 \pm 0,17$ бали, ніж в другій — $4,67 \pm 0,15$ ($p < 0,05$).

Висновки. Перевагою однопортової порівняно з трипортовою лапароскопічною холецистектомією є менша в середньому на 24% інтенсивність болю в післяопераційному періоді. За тривалістю перебування в стаціонарі, кількістю та характером післяопераційних ускладнень не було виявлено суттєвої різниці.

МЕТОДИКА ДОСЛІДЖЕННЯ І ПРОЕКТУВАННЯ ЕЛЕКТРОХІРУРГІЧНОГО ПІНЦЕТА В СЕРЕДОВИЩІ SolidWorks

Ярова С.О., Лебедєв О.В.

*Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;
НТУУ «Київський політехнічний інститут»*

Електрохірургічний інструментарій для коагуляції біологічних тканин, застосовується практично при всіх хірургічних втручаннях. Від якості та швидкості забезпечення гемостазу залежить загальна тривалість операції, тяжкість перебігу післяопераційного періоду, характер відновлення функцій оперованих органів і тканин. Біполярний пінцет є одним з основних сучасних і ефективних електрохірургічних інструментів для коагуляції кровоносних судин.

Проведення операцій за допомогою пінцета надає ряд переваг, а саме швидкість коагуляції і зварювання, проведення точкового гемостазу з мінімальною областю пошкодження тканини, надійне захоплення судин.

В результаті роботи було проаналізовано існуючі біполярні пінцети, досліджено їх основні характеристики, визначено основні переваги та недоліки даного інструменту, змодельовано модель біполярного пінцета отримано розподіл напруження, деформації та переміщення.

Наукова новизна одержаних результатів полягає у використанні нових факторів для створення біполярного пінцета, які досі базувалися лише на експериментальних даних. Результати моделювання конструкції біполярного пінцета дозволяють підібрати оптимальні параметри геометрії інструменту та кращого зварювання кровоносних судин. Конструкції всіх типів пінцетів зроблені так, що електроди були розраховані під кутом. Це покращує захоплення тканини, але призводить до нерівномірності зварювання. Обрано оптимальні значення сили дії пінцета для безпечної та якісної коагуляції тканини.

Досліджено умови резонансу системи пінцет-біологічна тканину. Існують декілька резонансних частот з різними траєкторіями руху електродів, які мають істотний вплив на зварювання. Біологічна тканина піддається навантаженню, що змінюється з силою тиску на пінцет. Вібрації електродів покращують якість зварювання. Тому частота пачок напруження повинна бути рівна резонансній частоті. У цьому випадку можливий механічний резонанс тканини.

Комплекс Solid Works дозволяє розрахувати всі резонансні частоти і відповідні траєкторії руху біологічної тканини. Якщо частота пачок напруження буде близькою до резонансної частоти, то місце зварювання буде відхилятися зі збільшеною амплітудою і рухатися зі складною траєкторією, що може сприяти взаємному проникненню зварюючої ділянок і поліпшенню міцності шва. Створена модель дає можливість в подальшому провести інші дослідження.

МАСТЕР-КЛАСС

ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНА ЕНДОВАЗАЛЬНА ОБЛІТЕРАЦІЯ У ФЛЕБОЛОГІЇ

Паламарчук В.І., **Пілецький А.М.**, **Горбовець В.С.**, **Лисенко В.М.**

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

Актуальність. Основним етапом хірургічного лікування варикозної хвороби (ВХ) є усунення патологічного кровотоку — рефлюксу по великій підшкірній вені (ВПВ). Пошуки шляхів зменшення травматичності та покращення косметичного ефекту втручань обумовили пріоритетність використання методів ендовазальної облітерації ВПВ. В сучасній флебології широкого визнання отримав метод ендовазальної лазерної коагуляції (ЕВЛК), суть якого полягає в вапоризації крові в середині вени та деструкції її стінки в результаті поглинання енергії лазерного випромінювання. Однак, технологія ЕВЛК передбачає нагрів тканин до температури коагуляції та обуглення тканин, що може приводити до опікових ускладнень та обумовлює необхідність захисту оточуючих тканин шляхом охолодження та тумесцентної анестезії. Слід також зазначити високу собівартість обладнання та необхідність використання заходів захисту персоналу та пацієнтів.

Мета роботи: вивчити можливість застосування електрозварювальної технології в лікуванні ВХ шляхом ендовазальної електрозварювальної облітерації ВПВ.

Матеріали та методи. Нами був розроблений, експериментально вивчений та клінічно апробований метод ендовенозної електрозварювальної облітерації ВПВ (Патент України № 100169 від 10.07.2015.). У якості джерела струму був використаний багатофункціональний апарат для електричного зварювання живих м'яких тканин ЕК-300 М1, розроблений в Інституті електрозварювання ім. акад. Є.О. Патона НАН України та зонди оригінальної конструкції, що містять в собі електродний пристрій біполярної конфігурації для подачі високочастотного струму. У якості прототипу використана модель пристрою, запропонована проф. Косаківським А.А. (Патент України № 81043 від 25.06.2013.). Сонографічний контроль проводили за допомогою апарату TOSHIBA NemioXG (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 та дезорганізація колагену венозної стінки без утворення коагуляційного струпу, що супроводжувалося спазмом вени з потовщенням її стінки та різким звуженням просвіту, який був заповнений щільним гомогенним тромбом. Значного термічного впливу за межами вени не відмічалось. Оптимальним способом ендовенозного електрозварювання був визначений режим «перекриття» впродовж 1–2 секунд на протязі окремого сегменту вени при силі подачі 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 провідниковою анестезією. Кросектомію та обробку витоків ВПВ проводили із типових доступів. В антеградному напрямку до сафено-феморального співвустя під ехо-контролем вводили зонд. Проводили ехо-контрольовану екстракцію зонду з поетапним зварюванням вени у відповідному режимі на протязі зареєстрованого рефлюксу. Після зашивання операційних ран проводили мініфлебектомію, 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. Ендовенозна електрозварювальна облітерація ВПВ була застосована у лікуванні 20 пацієнтів з ВХ С2–С4 класів захворювання за класифікацією СЕАР. Післяопераційні ускладнення були відсутні. Задовільні результати з регресом клінічних проявів захворювання отримано у 17 пацієнтів (85%). У 3 пацієнтів (15%) 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. Ендовазальне електричне зварювання забезпечує надійну облітерацію ВПВ та може бути успішно впроваджене як новий метод хірургічного лікування ВХ. Перевагами методу є відсутність ураження паравазальних тканин, зменшення больового синдрому, проведення втручання без застосування тумесцентної анестезії та значне зменшення собівартості лікування за рахунок використання вітчизняного обладнання.

ВИСОКОЧАСТОТНЕ КОНТАКТНЕ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ОЧЕРЕВИНИ

Пілецький А.М., Лисенко В.М., Крестьянов М.Ю., Потапов О.А.

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

Вступ. Очеревина являє собою серозну оболонку із тонким шаром сполучної тканини, що у амніот розвивається із мезодерми спланхнотома в процесі онтогенезу, та утворює первинну порожнину. Поділяється на вісцеральну та парієтальну.

У розвинених країнах кількість хірургічних втручань із приводу пахвинних гриж становить близько 2 000 операцій на один мільйон населення на рік. Лише в Сполучених Штатах Америки, за даними Rutkow I.M., щорічно виконується близько 700 000 пластик пахвинного каналу.

Методи лікування пахвинних гриж лапароскопічним доступом отримали стрімкий розвиток за останні 20 років. Проведена значна кількість досліджень, які порівнюють різні аспекти виконання даного виду оперативних втручань в залежності від типу використаного протезу, способів фіксації його, однак майже немає досліджень, що порівнюють різні способи реконструкції дефекту очеревини після встановлення сітчастого імпланту при TAPP герніопластиці.

Під час виконання лапароскопічних втручань контроверсійним є питання щодо реконструкції очеревинно-фасціальних дефектів у місцях інтервенції троакарів, особливо після троакарів діаметром 10 та 12 мм.

Якщо брати до уваги лапароскопічні оперативні втручання, в тому числі з приводу пахвинних гриж, метод закриття очеревини при транс абдомінальних пре перитонеальних алогерніопластиках має недооцінено високий вплив на безпосередні та віддалені результати.

Важливим етапом оперативного втручання при транс абдомінальних преперитонеальних алогерніопластиках є закриття дефекту очеревини після імплантації сітчастого протезу у преперитонеальний простір. Складність даного етапу може бути пов'язана із морфологічними змінами структури очеревини у хворих із тривалим анамнезом, змінами структурного її складу, або недостатнім досвідом хірурга при виконанні інтракорпоральних швів.

На сьогоднішній день запропоновано багато способів реконструкції дефекту відсепарованої очеревини після преперитоніальної імплантації сітчастого протезу при виконанні TAPP (laparoscopictransabdominal preperitoneal inguinal herniarepair – лапароскопічна транс абдомінальна преперитонеальна алогерніопластика пахвинного каналу).

Із збільшенням відсотку лапароскопічних герніопластик спостерігаються ускладнення, не характерні для відкритих оперативних втручань.

Процес відновлення цілісності очеревини проходить еволюційний шлях разом із розвитком технічних засобів, що застосовуються сучасними спеціалістами із герніології. На сьогодні основними засобами, що використовуються для з'єднання країв очеревини, є: з'єднання очеревини за допомогою шовного матеріалу, що розсмоктується (Vicryl, Polysorb), засобів типу V-loc, за допомогою таскерів (Protack TM; CovidienCorp), або степлерів (ENDOPATH EMS MultifeedEndoscopicStapler; EthiconInc.), засобів для інтракорпорального шва (COR-KNOT DEVICE; LSI SOLUTIONS), (Suture Assistant, EthiconInc). Розробка нових методів закриття очеревини іде постійно, що можна підтвердити, наприклад, публікацією Uchida K. Et al. (2015), де автори пропонують виготовляти систему із матеріалу, що розсмоктується, за своїм принципом схожу на V-loc, яка не потребує зав'язування перед початком формування обвивного шву.

Нажаль, жодний із запропонованих на сьогоднішній день методів не можна вважати ідеальним, бо вони не гарантують відсутність післяопераційних ускладнень. Такери та степлери є швидкими та легкими в опануванні методами закриття очеревини.

В свою чергу обвивний шов вимагає попередньої підготовки хірурга у володінні інтракорпоральним швом, а також його якість залежить від індивідуальних морфо-функціональних особливостей очеревини кожного пацієнта виду шовного матеріалу та техніки хірурга. Тому нерідко обвивний шов додатково травмує очеревину, утворюючи нові дефекти, усунути які може бути досить важко, або часто їх залишають без уваги.

Також можлива міграція шовного та фіксаційного матеріалу у черевну порожнину, що призводить до гострої непрохідності кишечника.

Мета. Покращити безпосередні результати оперативного лікування хворих з пахвинними грижами шляхом впровадження в практику технології височастотного точкового контактного електрозварювання очеревини.

Матеріали і методи. До клінічного аналізу включені 34 хворих з пахвинними грижами, що перебували на лікуванні в хірургічних відділеннях клініки хірургії та судинної хірургії НМАПО імені П.Л.Шупика в 2013–2015рр., і яким виконана лапароскопічна трансабдомінальна преперитоніальна (ТАРР) герніопластика. Чоловіків — 30 (91,2%), жінок — 4 (8,8%). За основу класифікації була взята інтраопераційна класифікація типів кил за L.M. Nyhus (1993р.).

Критерії оцінювання: вік, тривалість операції та післяопераційного перебування в стаціонарі, частота післяопераційних ускладнень за Clavien Dindo, рівень больових відчуттів за візуально-аналоговою шкалою болі (ВАШ) через 6, 12 і 24 години після операції.

Під керівництвом професора Паламарчука В.І. був розроблений та запроваджений у клінічну практику метод відновлення очеревини над сітчастим імплантом при лапароскопічній ТАРР герніопластиці за допомогою технології височастотного контактного електрозварювання очеревини (патент України).

Спосіб полягає у тому, що після завершення етапу імплантації сітчастого протезу, мобілізовані клапті очеревини зводять за допомогою атравматичного граспера, а потім проводять височастотне точкове електрозварювання адаптованим біполярним інструментом підєднаним до апарату ЕКВЗ-300 або ЕК-300 1М, до повного відновлення непереривності очеревини та відмежування сітчастого імпланту від черевної порожнини.

Всім хворим, що входили в основну та контрольну групи, при ТАРР герніопластиці використовували поліпропіленовий протез 3DМАХ™ Mesh, що не потребує додаткової фіксації після його імплантації у преперитонеальний простір. Виходячи із антропометричних даних хворого, що встановлювались пери- та інтраопераційно, розміри імпланту варіювались від 10,8 x 15,7 см (L) до 12,4 x 17,3 см (XL).

Результати і обговорення. 34 хворим було виконано ТАРР. Вік пацієнтів коливався від 27 до 68 років. У 19 хворих спостерігався III А тип (55,9%), у 12 — III В тип (35,2%), у 3 — II тип (8,9%). В інтра- та післяопераційному періодах ускладнень, безпосередньо пов'язаних із виконанням лапароскопії, не спостерігали. Конверсії відсутні. Середня тривалість операції склала від 35 до 65 хвилин ($55 \pm 5,3$ хвилин) ($p = 0,37$). Рівень больових відчуттів за ВАШ склав в середньому $2,5 \pm 0,3$ ($p < 0,05$) за період госпіталізації. Середній ліжко-день склав $1,5 \pm 0,5$ доби. Ускладнень II-V класу за Clavien Dindo не спостерігалось, а I — не оцінювались.

Висновки. Височастотне електрозварювання очеревини є безпечною лікувальною стратегією, що може стати альтернативою стандартним методикам реконструкції дефекту очеревини.

НОВИЙ ДОСВІД КИЇВСЬКОГО МІСЬКОГО ЦЕНТРУ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНИХ ТА НОВІТНІХ ТЕХНОЛОГІЙ В ВИКОРИСТАННІ МОДЕРНІЗОВАНИХ ПРОГРАМ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ ТКАНИН В ХОДІ ХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ. ПЕРЕВАГИ ТЕХНОЛОГІЇ ПРИ ВИДАЛЕННІ РЕЦИДИВНИХ ПУХЛИН З ОПРОМІНЕНИХ ТКАНИН

*Подпрятюв С.Є., Подпрятюв С.С., Ткаченко В.А., Іваха В.В., Грабовський Д.А.,
Салата В.В., Белоусов І.О., Корчак В.П.*

Київський міський центр електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій;

Київська міська клінічна лікарня №1;

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

НАДІЙНІСТЬ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНОГО ГЕМОСТАЗУ ПРИ ВИКОНАННІ АМПУТАЦІЇ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ НА ТЛІ ФЛЕГМОНИ АБО ГАНГРЕНИ

*Подпрятюв С.Є., Гичка С.Г., Подпрятюв С.С., Салата В.В., Маринський Г.С.,
Іваха В.В., Ткаченко В.А., Белоусов І.О., Чернець О.В., Корчак В.П.*

*Центр електрозварювальної хірургії та новітніх технологій;
Київська міська клінічна лікарня №1;
Інститут електрозварювання ім. Є.О.Патона НАН України, м. Київ*

Надійність перекриття судин великого діаметру застосуванням технології електрозварювання живих тканин може застосовуватись для damage-control.

Мета роботи: оцінити надійність електрозварювального гемостазу при виконанні ампутації нижньої кінцівки на тлі флегмони або гангрені.

Матеріал та методи. Здійснили аналіз надійності електрозварювального, безлігатурного гемостазу під час 27 ампутацій нижньої кінцівки та в післяопераційному періоді на тлі флегмони (8 хворих) або гангрені (19) внаслідок діабетичної та атеросклеротичної ангіопатії. На рівні середньої третини стегна ампутація виконана — у 5 (флегмона у 1), на рівні голілки — у 20 (5), дистального відділу стопи — у 2 хворих (2). Відкрите ведення кукси застосовували у 5 пацієнтів. Чоловіків було 8, жінок 19 в віці від 52 до 83 років.

Використовували переносну та стаціонарну модифікації електрозварювального апарату ЕКВЗ-300 Патонмед[®], та інструменти розробки Інституту електрозварювання ім. Є.О.Патона.

Операції проводили під епідуральною анестезією (23 спостереження) або, при неможливості її застосування, під ендотрахеальним наркозом (4).

Результати та обговорення. Пересічення м'яких тканин з одночасним гемостазом, розкриття гнійних та гнилісних затікань, некректомію здійснювали в режимі «коагуляція-ручне зварювання», що забезпечувало швидкість роботи. Пересічення нервових стовбурів та магістральних судин здійснювали в режимі «автоматичне зварювання». Навідні шви для зведення м'язових клаптів накладали у всіх хворих, крім 3 з численними міжм'язовими гнійними затіканнями. Між клаптями вводили трубчастий дренаж. Двом хворим шви частково зняли з причини накопичення ексудату в куксі.

В усіх спостереженнях інтраопераційна крововтрата не перевищувала 50 мл. Тривалість проведення операції складала 34,4±8,6 хвилини. Кровотечі з рани в післяопераційному періоді у жодного з хворих не було, кукси магістральних судин у відкритих ранах вкрились грануляціями. В жодній куксі не сформувалося нориці.

За морфологічного дослідження встановлена гомогенізація протилежних стінок артерій та вен з перекриттям їх просвіту, відсутність обвуглювання.

В строк до 2 років після виконання операції у всіх хворих зберігалась хороша життєздатність та функція кукси нижньої кінцівки.

Висновки. 1. Застосування технології електрозварювання надає можливість швидко, з мінімальною крововтратою успішно здійснювати ампутацію нижньої кінцівки. 2. В тканинах електрозварювальні зміни по лінії пересічення не досягають стадії некротичного обвуглювання, чим забезпечується надійність безлігатурного гемостазу магістральних судин у відкритій гнійній рані. 3. Технологія електрозварювання має переваги перед існуючими способами здійснення ампутації нижньої кінцівки, що зумовлює доцільність її застосування на етапі damage control surgery, незалежно від ступеню інфікування тканин.

ПЕРВИННЕ РАДИКАЛЬНЕ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНЕ ПЕРЕКРИТТЯ ГНІЙНОГО ХОДУ У СФІНКТЕРІ НА ТЛІ ГОСТРОГО ПАРАПРОКТИТУ (ГП)

Подпратов С.С.^{1,3}, Уманець О.І.⁴, Гичка С.Г.³, Белоусов І.О.^{1,3}, Маринський Г.С.², Ткаченко В.А.², Чернець О.В.², Корчак В.П.³

¹Київський міський центр електрозварювальної хірургії та новітніх технологій;

²Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ;

³Київська міська клінічна лікарня № 1;

⁴Головний військово-медичний клінічний центр «ГВКГ» (ГВМКЦ)

Частота складних форм ГП (до 47%) визначається властивостями мікрофлори і розгалуженою траєкторією гнійного ходу в сфінктері заднього проходу (СЗП).

Мета дослідження: оцінити результати первинного перекриття гнійного ходу у товщі СЗП на тлі ГП електрозварюванням живих тканин (ЕЖТ).

Матеріал та методи. Протягом 2013–2015 рр. оперували 5 хворих на ГП, поширений на клітковинні простори тазу. Всі хворі — чоловіки, віком від 40 до 63 років, з індексом маси тіла від 32 до 52 кг/м², двоє приймали інсулін. У жодного з хворих проба зондового пошуку гнійного ходу у СЗП не була первинно інформативною; проба зі спіненим 3% перекисом водню барвником виявила уражену крипту у 2 (40%).

Розкриття ГП за Габрієлем, та перекриття гнійного ходу здійснювали з використанням технології ЕЖТ в режимах «коагуляція-ручне зварювання» та «автоматичне зварювання модифіковане», апарат Патонмед ЕКВЗ-300 та електрозварювальний затискач.

Втручання здійснювали в умовах спинномозкової анестезії. Глибокі затікання дренивали. Всі хворі отримували цефоперазон з сульбактамом 4–6 грамів на добу, орнідазол 1 г на добу. Трьом хворим з метою впливу на гнилісну флору додатково призначили амікацин 1 г на добу.

Результати і обговорення. Після введення барвника в порожнину абсцесу, її розкриття ЕЖТ не супроводжувалось інтенсивною кровотечею з країв рани, що створило можливість здійснити кілька спроб визначення траєкторії гнійного ходу у СЗП, та наявності затікань. Залежно від наявності сформованих стінок нориці, висоти розташування гнійного ходу, наявності хронічної анальної тріщини ми вибирали місця в СЗП, інструмент та модифікацію режиму автоматичного режиму ЕЖТ для перекриття гнійного ходу. В післяопераційному періоді некрозу країв рани в місці застосування ТЕЖТ не було. В періоді спостереження до 1,5 року жодного рецидиву парапроктиту, формування нориці не було. Контрольне 3-D ультразвукове сканування підтвердило гомогенність ехоструктури в місці електрозварювання.

Висновки. Застосовані тактика й режими ЕЖТ створюють можливість не лише розкрити ГП, але і забезпечити ефективність пошуку джерела його утворення, яке не завжди визначається барвником чи зондом. Властивості технології ЕЖТ надають можливість первинного перекриття первинного та норицевого гнійного ходу, недоступного для первинного розсічення через ризик появи анального нетримання. Клінічне та ультразвукове спостереження протягом 1,5 року засвідчують загоєння СЗП без ознак нориці чи грубого рубця.

ПРИМЕНЕНИЕ АППАРАТА ПАТОНМЕД ЕКВЗ-300 В РАДИКАЛЬНОМ ОПЕРАТИВНОМ ВМЕШАТЕЛЬСТВЕ ПРИ АКТИНОМИКОЗЕ КРУПНОГО РОГАТОГО СКОТА

Тарнавский Д.В., Ткаченко В.В.

Национальный университет биоресурсов и природопользования Украины, г. Киев

ИМЕННОЙ УКАЗАТЕЛЬ

- А**бызов Р.А. 32
Абу-Шамсия Р.Н. 20
Александров А.М. 40
Антонів В.Р. 25, 32
- Б**айштрук Е.Н. 19, 39
Бабій І.В. 48
Балацький Р.О. 17
Бацак Б.В. 27
Бацей І.С. 35
Белоусов І.О. 58, 59, 60
Белоусова І.Ю. 33
Белянский Л.С. 20
Білиловець О.М. 20, 35
Божко Н.В. 32
Бондар С.В. 42
Бондар И.С. 42
Брянський М.В. 24
Булавін Л.А. 35
Булик І.І. 44
Буряк Ю.З. 40, 41
- В**асильченко В.А. 21, 28, 40, 41
Васильева А.А. 28
Вазина А.А. 28
Вергун Л.Ю. 35
Веремеенко Р.А. 24
Верещако Р.І. 35
Вильховой С.О. 46
Власов В.В. 48
Волошин Я.М. 24
- Г**анжий В.В. 36
Гвоздяк М.М. 53
Геращенко Р.А. 53
Гичка С.Г. 22, 28, 59, 60
Горбовець В.С. 56
Гоман А.В. 16, 44
Грабовський Д.А. 22, 41, 58
Гулько О.Н. 24
Гуцуляк А.І. 16, 44
- Д**ибкалюк С.В. 37
Драгомерецкий Н.Я. 38
- Дубко А.Г. 40
- Є**фіменко А.С. 35
- З**абашта Ю.Ф. 35
Забелин А.В. 28
Загрійчук М.С. 16, 44
Захаренко Н.Ф. 26
Зубаль В.І. 17
- И**ваха В.В. 58, 59
Ивашенко В.И. 22
Иващенко В.Є. 24
Ігнатів І.М. 53
- К**алабуха І.А. 24
Калиновський С.В. 48
Кваченюк А.Н. 24, 25
Кваша М.С. 22, 28, 38, 49
Кондратюк В.В. 38
Косаківський А.Л. 16
Косаківська І.А. 16
Косей Н.В. 26
Корсак А.В. 21
Корнеев В.Н. 28
Корчак В.П. 58, 59, 60
Кошик Е.А. 20
Кравец Н.С. 36
Кравчук Б.Б. 27
Крестьянов М.Ю. 17, 57
Кременецкий К.С. 38
Кривцун І.В. 19, 40, 43, 46, 52, 53
Кучер Н.Д. 20
- Л**анкин Ю.Н. 19, 39
Ланина Н.Ф. 28
Лафета О.О. 27
Лебедев А.В. 38, 51, 54
Леончук В.Л. 27
Ліходієвський В.В. 21
Лопаткін І.Є. 40
Лопаткіна К.Г. 16, 21, 22, 28, 40, 41
Лун Цзян 22
Лукеча І.І. 44
Лукьяненко И.И. 42

- Лукьянчук О.В. 42
 Лисенко В.М. 17, 56, 57
 Литвиненко О.М. 44
 Лысейка Н.В. 39
- М**аєстний Є.М. 24
 Максименко В.Б. 27
 Малецкий А.П. 17
 Маринський Г.С. 21, 22, 28, 40, 41, 52, 59, 60
 Масалов Д.В. 43, 46, 53
 Мирошніченко Е.Ю. 20
 Момот О.Д. 44
 Музиченко П.Ф. 29
- Н**ауменко В.А. 17, 25
 Негриенко К.В. 24
 Нестерова О.І. 43, 46, 53
 Никифорак З.М. 38
 Никоненко А.С. 46
 Нікрітін О.Л. 43, 46, 53
 Ничитайло М.Ю. 16, 44
- О**лесь А.Є. 24
 Осечков П.П. 19, 39
- П**аламарчук В.І. 56
 Пасечникова Н.В. 17, 25
 Петканич М.М. 27
 Пілецький А.М. 17, 56, 57
 Подпряттов С.Є. 22, 28, 40, 41, 58, 59
 Подпряттов С.С. 22, 28, 58, 59, 60
 Полищук А.Е. 52
 Потапов О.А. 57
 Просвітлюк П.В. 48
 Пухлик Е.С. 25
- Р**язанова О.Д. 36
 Русанов И.В. 46
 Регеда С.І. 26
 Романова И.Ю. 19, 39
- С**авицька І.М. 16, 20
 Савчук Л.В. 32
 Салата В.В. 58, 59
 Самбор В.К. 49
 Свечнікова О.С. 35
 Семенов В.Р. 29
 Семикин В.Ф. 19, 39
 Сердюк В.К. 40, 41
- Сидоренко Д.Ф. 21, 40, 41
 Сіряченко В.Г. 53
 Сичик М.М. 27
 Сопко О.І. 29
 Соловьев В.Г. 19
 Сорочан Є.Г. 27
 Стасюк Ю.П. 27
 Сук Л.Л. 25
 Супрун И.С. 24
 Суший Л.Ф. 19, 39
 Сухін І.А. 20, 35
- Т**арнавський Д. В. 50, 60
 Татарчук Т.Ф. 26
 Таращенко Ю.Н. 24
 Ткаченко В.А. 22, 40, 58, 59, 60
 Ткаченко С.В. 22
 Ткаченко В.В. 50, 60
 Топорівський Б.В. 37
- У**манец Н.Н. 17, 25, 60
- Ф**урманов Ю.О. 16, 20
- Х**мель О.В. 24
 Хмель В.В. 24
 Хойдра К.Ю. 51
 Худецький І.Ю. 20, 43, 46, 52, 53
- Ц**адзикідзе Д.О. 42
- Ч**айковський Ю.Б. 21
 Чвертко Н.А. 40
 Чеботарев Е.П. 17, 25
 Черенок Є.П. 25
 Черняк В.А. 29, 37
 Чернець О.В. 21, 22, 40, 41, 52, 59, 60
- Ш**коба Я.В. 32
 Шуляренко В.А. 53
 Шуляренко О.В. 53
 Шляхтич С.Л. 32
- Ю**р'єва К.О. 27
- Я**ковлев Б.Ф. 29
 Якимкин А.В. 39
 Ярова С.О. 54