

НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ  
ДЕРЖАВНА УСТАНОВА «НАЦІОНАЛЬНИЙ ІНСТИТУТ ФТИЗІАТРІЇ І  
ПУЛЬМОНОЛОГІЇ ІМ. Ф. Г. ЯНОВСЬКОГО НАМН УКРАЇНИ»

**ЗАСТОСУВАННЯ БІОЛОГІЧНОГО ЗВАРЮВАННЯ ТКАНИН ПРИ  
ХІРУРГІЧНОМУ ЛІКУВАННІ ХВОРИХ НА ТУБЕРКУЛЬОЗ ЛЕГЕНЬ**  
(методичний посібник для лікарів)

Київ – 2012

**Заклад-розробник:**

Державна установа “Національний інститут фтизіатрії і пульмонології ім. Ф. Г. Яновського НАМН України”

**Укладачі:**

Калабуха І. А. – зав. відд. торакальної хірургії НІФП НАМН України, д. м. н., професор, (044) 2757094  
Радіонов Б. В. – провідний наук. співроб. відд. торакальної хірургії НІФП НАМН України, д. м. н., професор, (044) 2752728  
Маєтний Є. М. – ст. наук. співроб. відд. торакальної хірургії НІФП НАМН України, к. м. н., (044) 2752728  
Волошин Я. М. – ст. наук. співроб. відд. торакальної хірургії НІФП НАМН України, к. м. н., (044) 2752728  
Хмель О. В. – ст. наук. співроб. відд. торакальної хірургії НІФП НАМН України, к. м. н., (044) 2752728  
Іващенко В. Є. – мол. наук. співроб. відд. торакальної хірургії НІФП НАМН України, (044) 2752728  
Ліскіна І. В. – зав. лабораторії патоморфології НІФП НАМН України, д. м. н., (044) 2755511  
Кузовкова С. Д. – ст. наук. співроб. лабораторії патоморфології НІФП НАМН України, к. м. н., (044) 2755511

**Рецензенти:**

Мельник В. М. – заступник директора НІФП НАМН України з науково-методичної і науково-організаційної роботи, завідувач відділу епідеміологічних та організаційних проблем фтизіопульмонології, лауреат Державної премії України в галузі науки і техніки, лауреат премії ім. Ф. Г. Яновського НАН України, д. м. н., професор  
Гетьман В. Г. – завідувач кафедри торакальної хірургії Національної академії післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика МОЗ України, лауреат Державної премії України в галузі науки і техніки, д. м. н., професор

**Голова профільної проблемної комісії МОЗ та АМН України –**  
доктор медичних наук, професор Ю. В. Поляченко

**Голова експертної комісії –** доктор медичних наук, професор В. М. Мельник

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
1 ЗАГАЛЬНІ ПРИНЦИПИ РОБОТИ ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ БІОЛОГІЧНОГО ЗВАРЮВАННЯ.....	6
2 ХАРАКТЕРИСТИКИ ТА ПРИНЦИПИ РОБОТИ ПРИЛАДУ ДЛЯ БІОЛОГІЧНОГО ЗВАРЮВАННЯ ЕК300М1 Й НЕОБХІДНОГО ІНСТРУМЕНТАРІЮ.....	8
3 ОПТИМАЛЬНІ РЕЖИМИ ТА ВАРІАНТИ ЗАСТОСУВАННЯ БІОЛОГІЧНОГО ЗВАРЮВАННЯ ТКАНИН У ФТИЗИОХІРУРГІЇ.....	10
4 ТЕХНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ФОРМУВАННЯ ЗВАРНОГО ШВА ЗАЛЕЖНО ВІД ВИРІШУВАНИХ ЗАДАЧ.....	12
РЕЗЮМЕ.....	15
РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА.....	16

## ВСТУП

Незважаючи на визначені успіхи консервативного лікування хворих на туберкульоз легень, основним засобом, що дозволяє радикально позбавляти пацієнта від незворотних патологічних змін, обумовлених захворюванням, залишається хірургічне втручання.

Найбільш актуальною для фтизіохірургії залишається проблема післяопераційних ускладнень, серед яких провідними є легенево-плевральні. Незважаючи на численні розробки, направлені на їх профілактику, продовжуються дослідження, присвячені забезпеченню герметизму легеневої паренхіми після операції, попередженню утворення залишкових плевральних порожнин, забезпеченню відповідності об'єму легені, що лишилася після операції, об'ємові пострезекційного простору.

Одною з основних причин, спричиняючих виникнення легенево-плевральних ускладнень, є дефекти шва легені, які виникають внаслідок патологічних змін тканини в зоні прошивання. Нерідко такі зміни зумовлені туберкульозним ураженням тканини або його наслідками, які неможливо визначити макроскопічно. Відповідно, різні види механічного шва (скрепковий, вузловий та ін.), при несприятливому перебігу, через деякий час після операції втрачають цілісність, що призводить до негерметичності з подальшим інфікуванням та формуванням легенево-плевральних ускладнень.

Спроби застосування електрокоагуляції для підвищення якості шва обмежувалися вузькими спеціалізованими показаннями. Це обумовлено створенням високої температури в зоні коагуляції, внаслідок чого утворюється струп з наступним відторгненням його і гоєнням тканини епітелізацією або через продуктивне запалення, що є неприйнятним в умовах хірургії легень.

Спеціалістами інституту електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України було створено принципово новий прилад для високочастотної біполярної електрокоагуляції, який, на відміну від інших аналогічних приладів, забезпечує коагулювання білка біологічної тканини при температурі до 55 °С, забезпечуючи при цьому коагуляцію внутрішньоклітинного білка. Відповідно, не відбувається утворення струпу, досягається склеювання поверхонь високої міцності. Створений шов, у подальшому, фізіологічним шляхом заміщується рубцевою тканиною без стадії продуктивного запалення.

Проведені експериментальні дослідження засвідчили адекватність шва за механічними і біологічними властивостями в умовах зварювання різних, за своїми властивостями, тканин різних органних систем – судини, кишечник, паренхіматозні органи. При цьому, незалежно від виду тканини, що піддавалася зварюванню, мікроскопічна структура утвореного шва була практично однаковою. Найбільш імовірно, це зумовлено близькою за фізичною сутністю денатурацією білкових структур під дією зварювання.

Відомостей про використання біологічного зварювання тканин у хірургії туберкульозу нам не зустрічалося. Однак, успішне використання методу в хірургічній пульмонології, а також припущення, що якість зварного шва не погіршуватиметься наявністю пошкодження тканини на мікроскопічному рівні в умовах перебування з туберкульозним процесом, стали підставою для поглибленого дослідження можливостей використання біологічного зварювання тканин у фтизіохірургії.

В результаті проведених досліджень була розроблена технологія застосування біологічного зварювання тканин при хірургічному лікуванні хворих на туберкульоз легень, застосування якої сприятиме зниженню кількості й тяжкості ускладнень після зазначених операцій, пов'язаних з недостатнім герметизмом шва, складнощами при реекспансії легені в

післяопераційному періоді, зменшенню кількості післяопераційних рецидивів туберкульозу; відповідно, досягатиметься загальне підвищення ефективності хірургічного лікування зазначеного контингенту.

Розробка призначена для використання в торакальних відділеннях міського, обласного та державного рівнів.

## 1 ЗАГАЛЬНІ ПРИНЦИПИ РОБОТИ ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ БІОЛОГІЧНОГО ЗВАРЮВАННЯ

В основу розробки обладнання для біологічного зварювання було поставлене завдання максимальної автоматизації роботи, оскільки формування зварного шва живих м'яких тканин повинно не відволікати хірурга на технічні аспекти та автоматично враховувати фізичні процеси в зварюваних тканинах.

На роботу обладнання для біологічного зварювання тканин впливає неоднорідність тканин в місті з'єднання, зміни товщини поєднаних тканин, коливання об'єму тканини в захватах електродів, нестабільна вологість тканини, зміна умов шунтування електричного струму, температура електродів. Виходячи з цього, було розроблено двоетапну адаптивну систему автоматичного управління зварювальним процесом. На першому етапі алгоритму така система автоматично визначає умови при яких можливе утворення з'єднання, а на другому – ці умови відтворюються і визначається момент, коли нагрів зварюваної тканини може бути завершений.

Для управління використовується електричний імпеданс живих м'яких тканин, але не абсолютне його значення, а характер його зміни і відносне поточне значення. Тому описаний алгоритм має властивість універсальності, що є відмінністю від розповсюджених раніше алгоритмів роботи апаратів для коагуляції. Програми, розроблені на цьому принципі, забезпечують щадний

режим дії на живі тканини, тоді, як інші подібні системи мали надлишкові термічні вкладання в тканини.

На відміну від інших систем біполярної високочастотної електрокоагуляції, алгоритм системи управління зварювальним процесом передбачає миттєву зміну характеристик електричного струму в залежності від конкретних властивостей тканини безпосередньо в процесі роботи. Алгоритм передбачає обробку інформації, що надається поточним значенням імпедансу зварюваної тканини під час проведення процесу електрозварювання. Адаптивна система управління реагує не на абсолютне значення імпедансу м'якої тканини, а визначає характер його зміни, що є часткою від ділення поточного значення імпедансу на його мінімальне значення.

Системи, які працюють за даним алгоритмом, реагують на більшість змін, виникаючих у процесі втручання, що допомагає хірургу не відволікатись від основних завдань.

Встановлено, що для високочастотного електрозварювання живу поєднувану тканину потрібно стиснути, пропустити крізь неї електричний струм високої частоти та нагріти. Міжклітинна рідина має позитивний температурний коефіцієнт електропровідності; тому, із розігріванням, імпеданс тканини зменшується та досягає свого мінімального значення в момент часу. Потім починається коагуляція зварюваної тканини, що призводить до збільшення імпедансу. Завершує процес стадія стабілізації. При цьому, незалежно від товщини і фізичних властивостей зварюваних тканини, її температура збільшується. Коли міцність з'єднання стає достатньою, подача енергії припиняється.

Дана система виявилася дієвою як для високочастотного електрозварювання, так і для коагуляції з роз'єднанням (різанням) тканин, однак в даному посібнику зазначений напрямок не розглядається.

## 2 ХАРАКТЕРИСТИКИ ТА ПРИНЦИПИ РОБОТИ ПРИЛАДУ ДЛЯ БІОЛОГІЧНОГО ЗВАРЮВАННЯ ЕК300М1 Й НЕОБХІДНОГО ІНСТРУМЕНТАРІЮ

Зварювальний комплекс ЕК300М1 містить систему управління зварювальним процесом з однокришталіковим мікропроцесором.

В структурній схемі ЕК300М1 напруга мережі надходить на вхідний блок, який перетворює змінну напругу в постійну із необхідним значенням та виробляє додаткові низьковольтні напруги для сервісних ланцюгів. Даний блок, при наявності інвертора, може бути виконаний із використанням трансформатора мережевої частоти. До вхідного блоку приєднується транзисторний регулятор, вихідна напруга якого перетворюється інвертором у високочастотну та трансформується. Через низькоіндуктивні кабелі приєднується зварювальний інструмент. Дана схема реалізована у базовому варіанті блоку живлення комплексу ЕК300М1 який виконує чотири функції.

Необхідний режим роботи комплексу ЕК300М1 встановлюють за допомогою кнопок. Про включення режиму свідчить сигнал світлодіоду поряд із назвами: «ЗВАРЮВАННЯ», «КОАГУЛЯЦІЯ», «ПЕРЕКРИТТЯ», «РІЗАННЯ».

Невід'ємною складовою частиною зварного комплексу ЕК300М1 є електрозварювальний медичний інструментарій. Для надійного з'єднання різних типів живих тканин існує велика кількість інструментів у вигляді пінцетів та затискачів, значна частина яких розроблена для вирішення специфічних потреб (офтальмохірургія, судинна хірургія). Загалом, електрозварювальні інструменти є інструментами біполярного типу.

Специфічними характеристиками електрозварювального інструменту є добра охолоджувальність, надійна ізоляція та збереження чистоти електродів, постійна ступінь стиснення тканин під час зварювання.



До типового інструментарію відносяться біполярні пінцети та затискачі.

Біполярні пінцети використовуються для з'єднання тканин лінійним або точковим швом. Типовий біполярний пінцет має довжину 80 – 250 мм, з прямокутною електродною частиною. Розмір робочої частини залежить від призначення пінцету та типу тканини. Пінцети з робочою частиною електродів великих розмірів (0,4×0,4 см або ж 0,8×0,8 см) мають центратори, які забезпечують орієнтацію електродів та ступінь стиснення тканин. Матеріалом електродів слугує мідь, посилена молібденом.

При височастотному електрозварюванні великих ділянок тканини використовується інструмент із великою площею електродів та великим зусиллям стиснення – біполярний зварювальний затискач.

В залежності від призначення мають різноманітні розміри і конфігурацію бранш. До стандартної комплектації зварювального комплексу ЕК300М1 належать прямі на вигнуті затискачі.

Сам затискач, під час зварювання не знаходиться під дією електричного струму. Електроди до бранш приєднані через ізоляційний матеріал і з'єднані безпосередньо з низькоомним проводом, котрий підключається до блоку живлення.

Від розміру електродів залежить ширина зварювального шва. Формування широкого шва дозволяє проводити розтин через шов, зберігаючи герметизм зварювальних поверхонь.

В методиках, які увійшли до даного посібника, використовувалися затискачі з прямими браншами довжиною 20 та 40 мм, з плоскими робочими поверхнями шириною 3 мм.

### 3 ОПТИМАЛЬНІ РЕЖИМИ ТА ВАРІАНТИ ЗАСТОСУВАННЯ БІОЛОГІЧНОГО ЗВАРЮВАННЯ ТКАНИН У ФТИЗИОХІРУРГІЇ

Були проведені гістологічні дослідження дії різних режимів роботи (комбінація певної потужності з роботою в автоматичному та напівавтоматичному режимі) зварювального комплексу ЕК-300М1 на легеневу паренхіму у хворих на туберкульоз легень.

Встановлено, що оптимальними, для отримання адекватного шва виявилися:

- автоматичний режим у 10 умовних одиниць, що відповідає 50 % максимальної потужності комплексу (1),
- напівавтоматичний режим, який може бути застосований із переміщенням під час дії інструментом і при якому використано середню потужність (50 % потужності, або 300 ВА) (2),
- автоматичний режим у 20 умовних одиниць, що відповідає максимальній потужності комплексу (3).

Виходячи з переваг окремих режимів низькотемпературної високочастотної коагуляції щодо впливу на плевру, легеневу паренхіму та мікроциркуляторне русло легеневої паренхіми, було визнано оптимальним використання режиму 1 при виконанні єдиного шва, що не потребує переміщення інструменту під час зварювання; режиму 2 – в умовах, що потребують декількох напрямків прошивання, режиму 3 – при накладенні шва на достатньо васкуляризовану тканину при наявності механічного напруження в зоні формування шва.

Проводилося дослідження дії вибраних режимів низькотемпературної високочастотної коагуляції для біологічного зварювання тканин на мікобактерію туберкульозу *in vitro*. За результатами дослідження

встановлено, що застосування вибраних режимів є сприятливим у відношенні досягнення бактеріостатичного ефекту в зоні шва.

Наступна клінічна апробація вибраних режимів біологічного зварювання при резекції легені з приводу туберкульозу засвідчила, що застосування режиму 1 для формування лінійного зварного шва забезпечило відсутність післяопераційних ускладнень, зниження виразності проявів операційної травми та скорочення терміну клінічного вилікування з 32,3 діб до 15,7 діб; застосування режиму 2 для формування нелінійного зварного шва забезпечило відсутність післяопераційних ускладнень, зниження виразності проявів операційної травми та скорочення терміну клінічного вилікування з 33,5 діб до 16,2 діб; застосування режиму 3 для герметизації дефектів легеневої паренхіми забезпечило відсутність післяопераційних ускладнень, зниження виразності проявів операційної травми та скорочення терміну клінічного вилікування з 23,5 діб до 15,9 діб.

Виходячи з викладеного вище, рекомендуються наступні варіанти застосування біологічного зварювання при резекції легені з приводу туберкульозу:

- для формування лінійного зварного шва – варіант 1 (автоматичний режим, 50 % максимальної потужності);
- для формування нелінійного зварного шва – варіант 2 (напівавтоматичний режим, потужність 300 ВА);
- для герметизації дефектів легеневої паренхіми – варіант 3 «автоматичний режим, максимальна потужність».

#### 4 ТЕХНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ФОРМУВАННЯ ЗВАРНОГО ШВА ЗАЛЕЖНО ВІД ВИРІШУВАНИХ ЗАДАЧ

Безумовною вимогою при формуванні зварного шва є обов'язкове врахування анатомічних властивостей зони резекції, локалізації та поширеності патології; тобто мають бути дотримані ті ж правила, як і при застосуванні механічного скрепкового шва.

*Лінійний зварний шов* застосовується при виконанні атипової резекції легені невеликого об'єму (в межах одного сегмента, як крайової, так і клиноподібної) та при розділенні облітерованої міждольової борозни в процесі виконання анатомічної резекції. Використовується зварювальний інструмент з прямими браншами довжиною 40 мм та плоскими робочими поверхнями.

Методика формування шва полягає в наступному. З допомогою вікончатих паренхіматозних затискачів (або будь-яким іншим способом) забезпечується помірний натяг ділянки легені, на яку буде накладено шов. По запланованій лінії шва накладається інструмент таким чином, щоб забезпечувалося максимальне стиснення паренхіми без її роздавлювання. Вмикається режим 1 (супроводжується звуковим сигналом), інструмент утримується до вимкнення звукового сигналу. Процес також може контролюватися візуально: спостерігається утворення гомогенного щільного шва під браншами. Перед зняттям, бранші інструменту зрошуються фізіологічним розчином. Після зняття інструменту утворюється шов шириною близько 3 мм. З допомогою ріжучого інструменту виконується розтин шва по його центру або ближче до краю зі сторони сегменту, який буде видалятися. Виконується контроль герметизму.

*Нелінійний зварний шов* використовується при довжині лінії шва понад 40 мм, або необхідності зміни його напрямку. Застосовується при виконанні

атипової резекції в межах понад одного сегмента, розділенні облітерованої міждольової борозни на довжині понад 40 мм в процесі виконання анатомічної резекції. Використовується зварювальний інструмент з прямими браншами довжиною 20 – 40 мм та плоскими робочими поверхнями.

Методика формування шва полягає в наступному. Забезпечується натяг ділянки легені, на яку буде накладено шов. Інструмент накладається по лінії запланованого шва, починаючи від одного з країв, забезпечується максимальне стиснення паренхіми без її роздавлювання. Вмикається режим 2 (супроводжується звуковим сигналом), інструмент утримується до вимкнення звукового сигналу. Перед зняттям, бранші інструменту зрошуються фізіологічним розчином. Шов візуально контролюється, інструмент зміщується таким чином, щоб забезпечувалася неперервність шва. Процес повторюється необхідне число разів; є допустимим послідовне виконання зварювання від різних країв у зустрічних напрямках. По закінченні шва виконується розтин, як і в попередній методиці з наступним контролем герметизму.

*Зварювання дефектів легеневої паренхіми* застосовується при їх закритті після травмування в процесі ускладненого пневмолізу або утворення дефектів внаслідок захворювання (розрив булли, травма і т.п.) на будь-яких поверхнях, окрім прикореневої зони, де слід враховувати можливість травмування елементів кореню легені.

Методика заварювання дефекту полягає в наступному. З допомогою м'яких затискачів, провізорних лігатур або будь-яким іншим способом співпоставляються краї дефекту, в результаті чого визначається лінія запланованого шва. На останню накладається зварювальний інструмент відповідного розміру. Вмикається режим 3 (супроводжується звуковим сигналом), інструмент утримується до вимкнення звукового сигналу. Перед

зняттям, бранші інструменту зрошуються фізіологічним розчином, проводиться контроль герметизму.

Як правило, формування шва не викликає технічних утруднень при ретельному дотриманні методики. Втім, на етапі освоєння, траплялися випадки неповного змикання країв з недостатньою герметичністю (кровоточивості при цьому не спостерігалось). Вважаємо допустимим повторне накладення зварного шва на відповідну ділянку. Остання фіксується на м'яких затискачах або провізорних лігатурах, створюється помірний натяг, зварювальний інструмент накладається на 2 – 3 мм проксимальніше й виконується зварювання із застосуванням режиму 2 за відповідною методикою, що, у більшості випадків, дозволяє виправити дефект первинного шва.

У підсумку, зварний шов забезпечує наступні переваги:

- методика виконання є технічно нескладною;
- забезпечується адекватний герметизм і гемостаз;
- відсутні негативні ефекти механічного шва (наявність інохідного тіла у вигляді скріпок, механічної ригідності, натягу в зоні проколів скріпками);
- наявна бактеріостатична дія в зоні шва;
- відсутність негативних проявів високотемпературної коагуляції.

## РЕЗЮМЕ

Запропонований медичний посібник присвячений актуальній проблемі фтизіохірургії – підвищенню ефективності хірургічного лікування хворих на туберкульоз легень.

До впровадження запропоновано технологію застосування біологічного зварювання тканин при хірургічному лікуванні хворих на туберкульоз легень. Остання передбачає визначені оптимальні параметри та рекомендовану техніку формування зварного шва при виконанні резекцій легень з приводу туберкульозу. На відміну від традиційних способів ушивання легеневої паренхіми, застосування запропонованої розробки забезпечує надійний герметизм і гемостаз, бактеріостатичну дію в зоні шва, відсутність механічної ригідності шва, відсутність в ньому шовного матеріалу.

Застосування розробленої технології сприятиме зниженню кількості й тяжкості ускладнень після зазначених операцій, пов'язаних з недостатнім герметизмом шва, складнощами при реекспансії легені в післяопераційному періоді, зменшенню кількості післяопераційних рецидивів туберкульозу; відповідно, досягатиметься загальне підвищення ефективності хірургічного лікування хворих на туберкульоз легень.

## РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА

1. Застосування методу електрозварювання біологічних тканин при лапароскопічних операціях [Текст] / М. Ю. Ничитайло [та ін.] // Клініч. хірургія – 2005. – № 4 – 5. – С. 27 – 28.
2. Зварювання живих тканин в торакальній хірургії [Текст] / А. В. Макаров [та ін.] // Збірник тез 5 Українсько-польської конференції, присвяченої 100-річчю торакохірургії (21 – 23 вересня 2006 р.). – Львів – Вроцлав, 2006. – С. 120 – 121.
3. Зварювання легеневої тканини – метод нерезекційного втручання з приводу спонтанного пневмотораксу [Текст] / А. В. Макаров [та ін.] // Клініч. хірургія. – 2006. – № 7. – С. 40 – 42.
4. Биофизические эффекты применения высокочастотной электросварки мягких тканей и перспективы их использования в хирургической практике [Текст] / С. С. Подпратов [и др.] // Материалы IV семинара с международным участием «Новые направления исследований в области сварки живых мягких тканей». – Киев, 2009. – С. 5 – 9.
5. Використання електрозварювання в абдомінальній хірургії [Текст] / С. С. Подпратов [та ін.] // Клінічна хірургія – 2005. – № 4 – 5. – С. 29 – 30.
6. Резекція легені з використанням лінійного зварного шва [Текст] / І. А. Калабуха [та ін.] // VI междунар. семинар «Сварка мягких живых тканей. Современное состояние и перспективы развития» (Киев, 2 – 3 декабря 2011 г.) : Материалы конф. – Киев, 2011. – С. 37 – 39.
7. Эффективность применения биологической сварки тканей при хирургическом лечении больных туберкулезом легких [Текст] / И. А. Калабуха [и др.] // Матеріали наук.-практ. конф. «Хірургічне лікування туберкульозу та супутніх захворювань легень в сучасних умовах». – Київ, 2011. – С. 55 – 56.