



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 44805

(13) C2

(51) B 6 A61B17/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

(54) СПОСІБ З'ЄДНАННЯ М'ЯКИХ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН І ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЙОГО ЗДІЙСНЕННЯ

1

2

(21) 98031492

(22) 25 03 1998

(24) 15 03 2002

(46) 15 03 2002, Бюл. № 3, 2002 р.

(72) Патон Борис Євгенійович, Лебедєв Володимир Костянтинович, Борона Давид Семенович, Карчемський Володимир Ігорович, Фурманов Юрій Олександрович, Лебедєв Олексій Володимирович, Васильченко Валерій Андрійович, Сидоренко Дмитрій Федорович, Ємченко-Рибко В'ячеслав Петрович, Іванова Ольга Миколаївна, Фурманов Олександр Юрійович, Живодерников Євгеній Вікторович, Ляшенко Андрій Олександрович

(73) Інститут електросварювання ім. Є. О. Патона НАН України

(56) Патент США № 5403312

(57) 1 Спосіб з'єднання м'яких біологічних тканин, при якому зводять кромки з'єднуваних шарів тканин та пропускають крізь стиснену тканину електричний струм високої частоти для нагрівання її до температури, при якій відбувається інтенсивна коагуляція білка, що міститься в тканині, який відрізняється тим, що нагрівання тканини провадять у дві стадії, на першій стадії подають постійно збільшувану напругу, а на другій стадії - незмінну напругу, модульовану низькочастотними імпульсами, при цьому значення незмінної напруги вибирають у межах від 20 до 100 В, частоту струму - від 50 кГц до 1,5 МГц, причому найбільші напруги та низькі частоти використовують для з'єднання товстих (тканини кишечника шлунка, печінки та інш.) шарів тканин, а найменші напруги та високі частоти для з'єднання тонких (епіневрії та інш.) шарів тканин, при цьому тиск стиснення тканини обирають у межах від $0,5 \cdot 10^6$ до $3 \cdot 10^6$ Па, а наприкінці другої стадії нагрівання підвищують його у 1,2-2,0 рази і потім знімають через 0,5-1,0 сек після вимкнення струму

2 Спосіб за п. 1, який відрізняється тим, що частоту модуляції, протікаючого крізь тканину струму обирають у межах від 4 до 20 Гц, причому низькі частоти модуляції використовують для товстих шарів тканини, а дещо більші - для тонких шарів

3 Спосіб за п. 1 або за пп. 1, 2, який відрізняється тим, що наприкінці першої стадії нагрівання вимірюють опірність тканини Z , і якщо вона більша чи менша за встановлені граничні значення, нагрівання припиняють

4 Спосіб за п. 3, який відрізняється тим, що падіння напруги на тканині U і струм I , що протікає крізь неї, визначають через напругу U_0 , струм ім на вході генератора високої частоти за формулами $U = K_1(U_0 - R_e I_0)$ та $I = K_2 I_0$ де

K_1 та K_2 - постійні коефіцієнти,

R_e - еквівалентна опірність, що визначається дослідним шляхом

5 Спосіб за п. 1, який відрізняється тим, що визначення імпедансу тканини Z , здійснюване діленням падіння напруги U на струм I , які визначаються по формулам

$U = K_1(U_0 - R_e \cdot I_0)$ та $I = K_2 I_0$,

де

U_0 та I_0 - напруга та струм, що вимірюють на вході інвертора,

R_e - еквівалентний опір, що визначається експериментально

6 Спосіб за п. 1 або пп. 1, 2, який відрізняється тим, що в процесі нагрівання визначають мінімальну опірність тканини Z_{min} , після чого визначають відносну опірність Z по такій залежності $Z = Z/Z_{min}$ і у випадку, якщо відносна опірність Z досягне заздалегідь експериментально визначеного значення, яке відповідає утворенню з'єднання, припиняють нагрівання тканин

7 Спосіб за п. 1, який відрізняється тим, що першу стадію нагрівання провадять із заздалегідь встановленою для тканин даного органа оптимальною швидкістю, а збільшення напруги припиняють, коли опірність досягне мінімального значення Z_{min} , а на другій стадії припиняють нагрівання тканин, коли Z досягне певного значення, що відповідає утворенню з'єднань

8 Пристрій для з'єднання м'яких біологічних тканин складається із джерела живлення, до складу якого входить трансформатор, вихід якого з'єднаний із фільтруючою ємністю і першим входом імпульсного регулятора, вихід останнього з'єднаний із першим входом інвертора, вихід інвертора через прохідний конденсатор з'єднаний із хірургічним інструментом, який відрізняється тим, що в ньому є датчики струму та напруги, з'єднані із входом інвертора, а виходи цих датчиків через пристрій зв'язку з'єднані із входом комп'ютера, виходи останнього через той самий пристрій зв'язку з'єднані шляхом поєднання двох окремих пристроїв керування з другим входом імпульсного регулято-

(13) C2

(11) 44805

(19) UA

ра та з другим входом інвертора

Винахід відноситься до медицини та ветеринарії, а точніше — до хірургії. Стародавнім способом з'єднання тканин та стінок органів після травм та хірургічних маніпуляцій є їх зшивання нитками різної будови та природи. Такі шовні матеріали можуть бути нерозсмоктивними та розсмоктивними, природними та синтетичними, моно- та мультифіламентними.

Переваги шовного методу з'єднання тканини

- міцність виконуваного шва як у найближчому, так і у віддаленому післяопераційному періоді,
- герметичність швів та можливість їх накладення у декілька рядів, що перекривають один одного,

- відносна простота та доступність інструментарію — голкотримачі, багато- та однозарядні голки,

звичність методу, опрацьованого протягом століть. Недоліки методу

- залишення у тканинах чужорідного матеріалу (тимчасово — для розсмоктивних ниток та постійне — для ниток з лавсану, пропілену, металевого дроту),

- перетиснення зшивних тканин, що суттєво впливає на хід процесів загоєння ран (тимчасове — для розсмоктивних ниток та тривале — для нерозсмоктивних), які призводять до розвитку в тканинах хронічного запалення, утворенню "ниткових" ускладнень, усунення яких іноді перевищує складність основного хірургічного втручання,

- алергічний вплив на тканини біологічних шовних матеріалів, що призводить до нагноєння рани,

- потенціювання у тисячі разів нитками раньової інфекції у ранах, що сприяє розвитку післяопераційних ускладнень,

- примусове залишення у ранах (в глибоких шарах) шовного матеріалу, що призводить до неконтрольованої реакції на них тканин організму (прорізання швів у стінках шлунково-кишкового тракту, дихальних шляхів, сечових шляхах), конкрементоутворення на нитках у жовчних, сечовивідних шляхах та шлунку.

Ці обставини постійно викликають пошуки альтернативних шляхів з'єднання тканин, в основному безшовних.

Механічне зшивання дрововими скобками прискорює та спрощує з'єднання тканин, однак потребує апаратури, що коштує дорого, а іноді й одноразової та здатне викликати самовидалення скобок та розвиток мікроабсцедювання в тканинах найважливіших органів, деформаціям та рубцевому звуженню анастомозів.

Склеювання тканини синтетичними та біологічними клеями відрізняється такими перевагами:

- простотою нанесення адгезивних препаратів, швидкістю їх переходу до твердого стану, утворенням герметичних з'єднань,

- можливість маніпулювання у важкодоступних місцях.

Недоліки

- залишенням в тканинах значної маси клейової плівки, що перешкоджає загоєнню ран,

- токсичним впливом більшості клеїв на тканини,

- утворенням пролежнів з подальшим розвитком запалення та утворенням фістул,

- знеміцненням біологічної клейової плівки та труднощами в заготовленні такого клею із донорської крові у зв'язку із загрозою ВІС-інфікування хворих,

- велика вартість медичнських клеїв та невеликий діапазон їх різновидностей.

В останні роки для з'єднання порожнистих органів одержали поширення різні протектори, кільця, магнітні пристрої, які мають лише одну перевагу - швидкість виконання за їх допомогою хірургічних маніпуляцій та всі недоліки, властиві залишеним у тканинах на різні терміни чужорідним тілам.

Намагання використовувати для термоадгезії лазерні пристрої пов'язані із незручністю цього методу зварювання тканин із-за особливостей засобів доставлення лазерного променя та його поведінки з обмеженнями обсягів нагрівання по глибині тканин з високою вартістю лазерної апаратури та нестандартного інструментарію для маніпуляцій. Цей метод клінічного поширення не набув, незважаючи на свою десятилітню історію та досвід використання лазерів в хірургії та медицині.

Ультразвукове зварювання тканин залишається сумнівним. Прототипом запропонованого винаходу є високочастотна біполярна коагуляція (Долецький С.Я., Драбкін Р.Л., Ленюшкин А.И. Високочастотная электрохирургия — М. Медицина, 1980 -С.6-11).

Використання струмів високої частоти в хірургії відоме з першої чверті нашого сторіччя. Завдяки струму високої частоти в хірургічній практиці здійснюють герметизацію судин з метою зупинення кровотечі (утворення гемостазів). Струми високої частоти використовують для різання тканин. При цьому одночасно із різанням герметизуються дрібні судини. Крім цього, струмами високої частоти здійснюють різні припікання для усунення уражених поверхневих шарів тканин.

Очікуваний ефект досягається завдяки властивості тканини проводити електричний струм. Струм нагріває тканину. Наявні в тканині глобулярні білки являють собою довгі молекули, скручені в клубки. При нагріванні в інтервалі температури 55-100 °С молекули розпрямляються та переплутуються -відбувається коагуляція.

Стиснені стінки судин при коагуляції з'єднуються в одне ціле, завдяки чому кровотеча стає неможливою.

Якщо нагрівати тканину електричним струмом понад 100 °С, вона втрачатиме вологу, опірність її зростатиме, що призведе до подальшого зростання температури і деструкції тканини. На цьому

принципи засноване різання тканини струмом, що протікає по ній. Найбільше виділення тепла відбувається біля скальпеля, до якого підведено струм. Біля межі скальпеля з тканиною найбільша щільність струму й тому найбільше виділення енергії в одиницю об'єму. Ця частина тканин руйнується, утворюючи розріз, кромки якого зазнають термічної коагуляції.

Для утворення гемостазів використовують біполярний та монополярний інструмент. Біполярний інструмент являє собою пінцет, бранші (або консолі) якого ізольовані одна від одної та приєднані до високочастотного генератора. Для герметизації судини, ї треба перетиснути таким пінцетом та подати високочастотну напругу на бранші. Через стиснені стінки судини потече електричний струм який нагріває тканину до температури, при якій відбувається, інтенсивна коагуляція білка, що забезпечує з'єднання стиснених стінок судини та припинення протікання крові через неї.

Монополярний інструмент складається з двох частин: активного електрода у вигляді тонкого стрижня, приєданого до одного з полюсів генератора, та пасивного електрода у вигляді гнучкої електропровідної пластини з великою поверхнею, приєднаної до другого полюса генератора. Останню підкладають під тіло особи, що оперують. Монополярний інструмент використовують для різання тканини, припалень, а також для закриття дрібних судин. Електричний ланцюг замикається через активний електрод, тканину, пасивний електрод та джерело живлення високої частоти. Для утворення гемостазів, монополярний інструмент менш ефективний, ніж біполярний, оскільки зона коагуляції при використанні цього інструмента обмежена дуже невеликою областю у безпосередній близькості до інструмента.

Відомий досвід з'єднання шляхом високочастотної електрокоагуляції розтинів аорт та вен вздовж (Sigaal B, Dunn M. The mechanism of blood vessel closure by high frequency electrocoagulation // Surg, Gynecology Obstetrics — October 1965 — P 823-831). З метою відновлення функцій ушкоджених судин використовували обладнання, призначене для зупинення кровотечі. Один із основних висновків, зроблених авторами цієї роботи, полягає у тому, що це обладнання та методи виконання операції в даному випадку не дозволяють досягти бажаних результатів. Необхідне нове обладнання та засоби його використання, щоб звести до мінімуму небажані ефекти впливу високочастотного струму на тканини стінок судин і насамперед "надмірну коагуляцію".

Найбільш близьким до заявленого пристрою є пристрій (Erbe Bipolar HF-modul Betriebs- und Serviceanleitung p 34, fig 1), призначений для електрокоагуляції тканин судин.

Пристрій складається із трансформатора 1, підключеного до мережі, випрямляча 2, імпульсного регулятора 3, інвертора з вихідним трансформатором високої частоти 4 та прохідного конденсатора 5, кабелю 6 та біполярного інструмента 7. Імпульсний регулятор стабілізує напругу на вході інвертора. Рівень стабілізованої напруги регулюється потенціометром, окрім того, до складу пристрою входить ножний вимикач, натискаючи на

який хірург вмикає пристрій, а відпускаючи — припиняє його роботу. У зв'язку з тим, що після випрямляча напругу не згладжено, імпульсний регулятор працює тільки у ті проміжки часу, коли напруга на вихідному конденсаторі регулятора більше миттєвого значення випрямленої напруги. Пристрій оснащено звуковим сигналом. Інвертор настроєно на частоту близько 300 кГц. Частота не регулюється.

Герметизація судин — утворення гемостазів з використанням струмів високої частоти потребує ретельного підготування інструмента, особливо робочих поверхонь електродів, та вибору режиму нагрівання. Якщо необхідні умови виконання гемостазу достатньо точно не витримано, з'єднання не утворюється або виникають дефекти з'єднання у вигляді надмірного опіку, що супроводжується прилипанням тканини до інструмента, а іноді й обвуглюванням.

Намагання зменшити вірогідність утворення дефектів полягали насамперед у пошуку інформації щодо протікання процесу коагуляції з тим, щоб можна було цю інформацію використовувати для автоматичного управління.

Так, патентом США № 4938761 "Bipolar electrosurgical process" передбачається вимірювання температури електродів. У кращому випадку можна вимірювати температуру електрода у місці контактування його з тканиною. Ця інформація може бути використана для автоматичного управління з метою попередження перегрівання цього контакту та зменшення вірогідності прилипання тканини до електрода. Однак ця інформація не відбиває справжнього характеру процесу коагуляції у внутрішніх шарах тканини, які підлягають з'єднанню внаслідок достатньо низької її теплопровідності та відносно малого часу утворення з'єднання.

Патент ФРН № 3838840 "Hochfrequenz Koagulations-richtung fur chirurgische Zwecke" передбачає встановлення двох датчиків температури (термопар).

Перший датчик монтується у струмопідводячому електроді, а другий — у пасивній частині інструмента. Різниця у даних пропорційна перевищенню температури електрода відносно температури навколишнього простору. Це технічне рішення також, як і попереднє, не дозволяє одержати необхідну інформацію про протікання коагуляції тканини у місці утворення з'єднання.

Відомі декілька патентів, які захищають способи управління процесом коагуляції судин: патент США № 4739759 "Microprocessor controlled electrosurgical generator", європейський патент № 0316469 "High frequency surgical device to cut and or coagulation biological tissues", патент ФРН № 4009819 "HF-Chirurgiegerät".

Так, європейський стандарт № 0316469 передбачає стабілізацію напруги, що подається на інструмент через зворотний зв'язок, який діє на підсилювач потужності. В патенті США № 4739759 передбачено використання мікропроцесорного управління напругою що подається на інструмент без будь-яких зворотних зв'язків, які відбивають процес коагуляції.

Патент ФРН № 4009819 захищає подібний

пристрій з мікропроцесорним управлінням, яке стабілізує напругу на вході ВЧ-генератора Передбачено можливість модуляції

Є відомості про створення систем управління (див. Ромаданов С.С. Электрохирургические высокочастотные аппараты — Киев ДМП Попимед), які працюють або в режимі стабілізації потужності, або в режимі стабілізації струму чи вихідної напруги

Якщо вихідний струм чи напруга перевищують заздалегідь встановлені значення, система управління вмикає режим стабілізації напруги Основним режимом роботи пристрою є режим стабілізації потужності Вказано також (стор. 19), що високочастотний сигнал (500–1760 кГц) повинен модулюватися сигналом більш низької частоти (20–75 кГц) На жаль, по наведеній у вказаному літературному джерелі функціональній схемі неможливо уявити собі конструктивне виконання пристрою

На думку автора, такі системи управління підвищують безпеку пацієнта та надійність роботи апарата шляхом усунення небезпечних неконтрольованих режимів

Найбільш досконалий спосіб автоматичного управління описано в статті Vaellfors та інш. (Automatically controlled Bipolar Electrocoagulation", Neurosurg Rev, 1984), а також в патенті США № 5403312 "Electrosurgical hemostatic device"

Шляхом безпосередніх вимірів було встановлено, що імпеданс тканини в процесі коагуляції різко змінюється Спочатку він великий, а потім спадає, досягаючи мінімуму та знову зростає Така залежність імпеданса від часу використовується для управління У вказаному патенті наведено функціональну схему системи управління Передбачено визначення впливу струму та напруги на тканини судини, розрахунок по цих даних поточного значення імпеданса тканини, визначення функції імпеданса, виявлення того, чи входить функція поточного імпеданса в нормальний діапазон чи ні І якщо не входить, припиняється нагрівання тканини з індикацією тим чи іншим способом помилки Якщо функція поточного імпеданса відхиляється від заданого попередньо поточного значення, система управління діє на джерело живлення, щоб зменшити помилку Нагрівання тканини припиняється після досягнення функцією поточного імпеданса заданого значення

Будова системи, що здійснює управління по описаному алгоритму, не згадується у відомій літературі, в тому числі й патентній

Відомий патент Великобританії № 2213361 "Electro-surgical apparatus with logy impedance monitoring", який передбачає блок реєстрації миттєвих значень напруги та струму Автомат регулює імпеданс більше заданого рівня та виробляє попереджувальний чи управляючий сигнал, що, як вказується у патенті, дозволяє хірургові проводити операцію, навіть якщо місце операції знаходиться поза його полем зору

Зауважимо, що цей патент захищає лише частину функцій системи управління у наведеному вище патенті США № 5403312

Управління процесом коагуляції по імпедансу

тканин — певний крок вперед на шляху удосконалення апаратури для електрокоагуляції судин Однак поки що не можна вважати задачу управління процесом коагуляції остаточно вирішеною, якщо мати на увазі більш загальну задачу з'єднання різних м'яких тканин Наші експерименти показали, імпеданс тканини Z , за інших рівних умов, змінюється у широких межах На нього впливають неконтрольовані або важко контрольовані фактори, такі як тип тканини, товщина шару, захопленого інструментом, структура тканини, стан її поверхні та поверхні інструмента та інші

Виходячи із сказаного, рівень техніки, що передувє даній заявці, можна коротко сформулювати таким чином

- високочастотна електрокоагуляція, зокрема біполярна, використовується для герметизації судин (утворення гемостазів) без можливості відновлення їх функцій,

- досвід використання високочастотної електрокоагуляції з метою відновлення функцій уражених судин, який відноситься до 1965 року, не одержав розвитку із-за нездоланих ефектів впливу високочастотного струму на тканини стінок судин і насамперед "надмірної коагуляції",

- не відомий досвід використання високочастотної електрокоагуляції для з'єднання тканин інших пошкоджених органів з метою відновлення їх функцій,

- відомий пристрій для високочастотної електрокоагуляції судин із системою стабілізації напруги на хірургічному інструменті,

- відомий спосіб автоматичного управління процесом утворення гемостазу по електричному імпедансу тканини стисненої судини або по швидкості його змінення

Загальний недолік усіх трьох перерахованих відомих рішень полягає у тому, що область їх можливого використання обмежена лише утворенням гемостазів, тобто герметизацією судин без подальшого відновлення їх функцій

Основним завданням заявляемого способу та пристрою є удосконалення відомого способу за рахунок того, що нагрівання ведуть у дві стадії, визначають параметри нагріву кожної стадії для з'єднання товстих (тканин кишечника шлунка, печінки та інш.), тонких тканин (епіневрії та інш.) за допомогою додаткового введення датчиків струму) та напруги, а також їх з'єднання з існуючими елементами пристрою, що дозволяє за рахунок коагуляції білків при нагріванні тканини електричним струмом високої частоти відновити функції тканини і тим самим покращити якість її з'єднання

Поставлена задача досягається тим, що в способі з'єднання м'яких біологічних тканин, при якому зводять кромки з'єднуваних шарів тканин та пропускають крізь стиснену тканину електричний струм високої частоти для нагрівання її до температури, при якій відбувається інтенсивна коагуляція білка, що міститься в тканині, нагрівання тканини проводять у дві стадії На першій стадії подають постійно збільшувану напругу Ця стадія завершується, коли опір тканини досягне мінімального значення, а друга стадія протікає при постійній напрузі, що відповідає кінцю першої стадії, та модулюється імпульсами низької частоти, на-

приклад, прямокутними імпульсами, при цьому значення незмінної напруги вибирають у межах від 20 до 100 В, частоту струму — від 50 кГц до 1,5 МГц, причому найбільші напруги та низькі частоти використовують для з'єднання товстих (тканини кишечника шлунку, печінки та інш.) шарів тканин, а найменші напруги та високі частоти — для з'єднання тонких (епіневрій та інш.) шарів тканин, при цьому тиск стиснення тканини обирають у межах від $0,5 \cdot 10^6$ до $3 \cdot 10^6$ Па, а наприкінці другої стадії нагрівання підвищують його у 1,2–2,0 рази і потім зникають через 0,5–1,0с після вимкнення струму

Крім того, частоту модуляції, протікаючого крізь тканину струму обирають у межах від 4 до 20 Гц, причому низькі частоти модуляції використовують для товстих шарів тканини, а дещо більші — для тонких шарів

Наприкінці першої стадії нагрівання вимірюють опірність тканини Z_1 , якщо вона більша чи менша, за встановлені граничні значення, нагрівання припиняють

Падіння напруги на тканині U і струм I , що протікає крізь неї, визначають через напругу U_u , струм I_m на вході генератора високої частоти за формулами $U = K_1(U_u - R_{el}I)$ та $I = K_2I_m$, де

K_1 та K_2 — постійні коефіцієнти,

R_{el} — еквівалентна опірність, що визначається дослідним шляхом

Опірність тканини Z визначають за такою залежністю $Z = U/I$, де

I — струм,

U — напруга на електродах, яка дорівнює падінню напруги на тканині

Якщо воно більше чи менше заздалегідь встановлених граничних значень, нагрівання тканини припиняють

В процесі нагрівання визначають мінімальну опірність тканини Z_{min} , після чого визначають відносну опірність Z по такій залежності $Z = Z/Z_{min}$ і у випадку, якщо відносна опірність Z досягне заздалегідь експериментальне визначеного значення, яке відповідає утворенню з'єднання, припиняють нагрівання тканин

Першу стадію нагрівання проводять із заздалегідь встановленою для тканин даного органа оптимальною швидкістю, а збільшення напруги припиняють, коли опірність досягне мінімального значення Z_{min} , а на другій стадії припиняють нагрівання тканин, коли Z досягне певного значення, що відповідає утворенню з'єднань

Крім того поставлене завдання досягається також тим, що в пристрою для з'єднання м'яких біологічних тканин, що складається із джерела живлення, до складу якого входить трансформатор, вихід якого з'єднаний із фільтруючою ємністю і першим входом імпульсного регулятора, вихід останнього з'єднаний із першим входом інвертора, вихід інвертора через прохідний конденсатор з'єднаний із хірургічним інструментом, — є датчики струму та напруги, з'єднані із входом інвертора, а виходи цих датчиків через пристрій зв'язку з'єднані із входом комп'ютера, виходи останнього — через той самий пристрій зв'язку з'єднані шляхом двох окремих пристроїв керування з другим входом імпульсного регулятора та з другим входом інвертора

Нагрівання з'єднуваних ділянок тканини струмом високої частоти, що протікає крізь неї, проводять у дві стадії, перша з яких проходить при постійно зростаючому падінні напруги на тканині, а друга — при постійному, модульованому імпульсами низької частоти, стадії проводять за допомогою датчика струму та датчика напруги, які з'єднані через пристрій зв'язку з об'єктом та з комп'ютером, в якому містяться декілька програм управління процесом зварювання різних типів тканин, які зроблені за експериментальними даними

Частоту модуляції струму обирають за допомогою інвертора, що передає відповідний сигнал через пристрій зв'язку з об'єктом блоку управління інвертором

Вибір зусилля стиснення тканини в залежності від її типу, товщини та стабілізації цього зусилля в процесі нагрівання тканини із збільшенням його в кінці нагрівання проводять за допомогою високо-частотної напруги від інвертора, що проходить через прохідні конденсатори по кабелю на затискаючий інструмент, який з'єднує ділянки тканини

Опірність тканини Z_1 та Z визначають по вищевказаним формулам за допомогою розроблених програм

Автоматичне припинення процесу нагрівання після досягнення відносним імпедансом тканини наперед визначеного значення, причому відносний імпеданс визначають як відношення його поточного до мінімального значення, яке спостерігають безпосередньо в процесі утворення чергового з'єднання, що здійснюється за допомогою датчика струму та датчика напруги. Як тільки поточне відносне значення імпеданса досягає заданого значення по панелі комп'ютер-пристрій зв'язку з об'єктом-блок управління з імпульсним регулятором-імпульсний регулятор — надходить сигнал про зниження вихідної напруги імпульсного регулятора до нуля. Звуковий сигнал, що надходить від комп'ютера, зникає, завдяки чому хірург отримує інформацію про закінчення нагрівання тканини, після чого настає можливість зняття зварювального інструменту з тканини

Автоматизацію визначення падіння напруги для другої стадії нагрівання тканини проводять через вимірювання поточного значення імпеданса тканини на першій стадії нагрівання, припинення піднесення та подальшої стабілізації напруги на рівні, що відповідає мінімальному значенню опірності

Удосконалення джерела живлення з інвертором виконують за рахунок введення нових блоків, таких як блок управління транзисторами імпульсного регулятора та блок управління інвертором, а також наявності додаткових зв'язків між блоками

Процес з'єднання тканин з подальшим відновленням їх біологічних функцій має бути значно гнучкішим та щадним аніж процес герметизації судин. Це обумовлено більшою різноманітністю тканин, що мають з'єднуватися, різницею їх властивостей, а також тим, що при утворенні анастомозів зачіпаються значно більші обсяги тканин аніж при герметизації окремих судин. Для благополучного загоєння анастомозів необхідно, щоб обсяг пошкодженої тканини був мінімальним, а самі пошкодження були не надто глибокими, тобто

не було "перекоагуляції"

Перелік креслень

Фіг 1 Залежності напруги високої частоти U , струму I та електричної опірності тканини Z від часу (без модуляції) а — низька напруга, б — середня, в — висока

Фіг 2 Залежності змінення діючого значення напруги високої частоти U та зусилля стиснення електродами тканини P від часу

Фіг 3 Автоматичне управління (припинення нагрівання тканини по відносній опірності $Z = Z/Z_{min}$)

Фіг 4 Автоматичне управління з елементами самонастроювання напруги та закінчення нагрівання по відносній опірності

Фіг 5 Схема джерела живлення із системою автоматичного

управління

Фіг 6 Зварювання кишечнику "бік у бік"

Фіг 7 Зварювання печінки

Фіг 8 Зварювання жовчного міхура

Фіг 9 Зварювання нерва

Суть винаходу

1 Формування контакту базується на таких основних положеннях електродів з тканиною та провідного каналу (перша стадія нагрівання тканини) проводять поступовим підвищенням високочастотної напруги на електродах, що виключає місцеві перегрівання тканини, чи контакту електрод-тканина

М'яка біологічна тканина складається із клітин та міжклітинної рідини. Клітини обмежені мембранами, які відрізняються, високою електричною опірністю. У провідності електричного струму приймають участь різні іони, в тому числі білки, які у розчині несуть заряди. Оскільки мембрани мають слабку провідність, дві сусідні клітини можна розглядати як деякий неідеальний конденсатор

У зв'язку з цим тканину, що знаходиться між електродами, можна уявляти як об'ємну матрицю, складовим елементом якої є конденсатор, послідовно з'єднаний з активною опірністю протоплазми клітин та шунтований великою опірністю, по якій протікає струм витоку

Утворення монолітного коагуляту, який об'єднує до купи з'єднані тканини, можна уявити собі лише при розриванні мембран та злитті протоплазми клітин. Цей процес злиття з подальшою коагуляцією, певно, протікає за двома напрямками

Перший напрямок — пробиття мембрани клітин. Цей процес протікає поступово, потребує вкладання енергії, носить в деякій мірі ланцюговий характер. Електричне пробиття мембрани має бути підготовлене підігріванням і може відбутися при певних сполученнях напруженості електричного поля та температури. Пробиття починається з клітин, що мають найбільш слабкі чи невдало орієнтовані мембрани. Напруженість електричного поля на клітинах із пробитими мембранами зменшується та відповідно зростає на клітинах із ще цілими мембранами. Вірогідність пробиття наступних клітин зростає і т.д.

Такий процес зменшення електричної опірності тканини підтверджується безпосередніми вимірами (Фіг 1). Показово, що чим більша напруга,

прикладена до електродів, тим суттєвіше зменшується опірність. Ще одна обставина, на яку слід звернути увагу, полягає у тому, що збільшення обсягу захопленої тканини призводить до затягання процесу збільшення провідності тканини внаслідок пробиття клітин. Не можна стверджувати, що ці залежності виконуються надто суворо. Впливає й змінення від операції до операції структури тканини.

Другий напрямок — це деформація тканини під дією тиску електродів. Під тиском тканина розтягується у напрямку, перпендикулярному до вісі електродів. При великому тиску можливе й чисто механічне розривання деяких мембран. Після електричного пробиття таке розривання стає більш вірогідним.

При постійній різниці потенціалів між електродами деформація тканини супроводжується підвищенням напруги електричного поля, що сприяє пробиттю мембран.

Таким чином, початкова стадія нагрівання тканини — це формування суцільного ланцюга провідності.

Надмірне прискорення цього процесу призводить до місцевих перегрівань тканини та підвищення вірогідності прилипання її до інструмента.

2 Нагрівання тканини (друга стадія) здійснюють при постійному значенні напруги високої частоти на електродах. Завдяки цьому стабілізуються умови утворення з'єднання. Звичайно анастомоз утворюється послідовним утворенням низки з'єднань. Кожне попереднє з'єднання в електричному відношенні шунтує нове з'єднання, що утворюється. При незмінному падінні напруги на електродах шунтний ефект зводиться до мінімуму.

3 Частоту струму обирають в залежності від типу тканини. Звичайно при створенні апаратури для електрочірургії частоту струму вибирають в діапазоні частот від 300 до 2000 кГц. Цей діапазон струмів твариною та людиною не відчувається. Окрім цього безумовного показника, ніякі інші, звичайно, не згадуються. Ми вирішили перевірити, чи це так.

Нами були проведені спеціальні дослідження у широкому діапазоні частот, зокрема було встановлено, що для кишечнику щура найкращою є частота, 50 кГц, при якій одержуємо найміцніше з'єднання та близьку до мінімуму дисперсію міцності. Частота 50 кГц практично не сприймається організмом і використання її можливе. Для дуже тонкої тканини, яка оточує нервовий стовп, найкращою є частота 1000 кГц. Вплив частоти на міцність з'єднання викликаний особливостями утворення та геометрією зони з порушеною суцільністю мембран.

4 Напругу високої частоти модулюють імпульсами низької частоти від 4 до 20 Гц, зокрема прямокутними (Фіг 5).

Для процесу коагуляції, який протікає з поглинанням енергії, важлива не лише температура, але й час перебування при цій температурі. Як показав спеціальний аналіз, при низькочастотній модуляції необхідна коагуляція відбувається при менших витратах енергії та більш низькій температурі, аніж при безперервному режимі нагрівання.

Модуляція з частотою 1 кГц такого ефекту не дає.

5 Нагрівання тканини провадять при стисненні її електродами з тиском від 0,5 до 3,0 (чи 2,0) МПа в залежності від типу тканини. До кінця другої стадії нагрівання тиск підвищують у 1,2-2 рази (Фіг 3).

Тиск — один з головних параметрів, які визначають режим зварювання. Тиск визначає процес формування провідного каналу, забезпечує, розривання мембран, необхідне для утворення монолітного коагуляту. Підвищення тиску в кінці другої стадії нагрівання дозволяє, як показали прямі експерименти, підвищити міцність з'єднання на 10-20%.

6 Хірург під час операції не має можливості підбирати режим зварювання, що забезпечує одержання з'єднання необхідної якості. Єдиний можливий шлях, що забезпечує можливість використання зварювання в практичній хірургії — це використання комп'ютерної техніки. Хірург повинен повідомити комп'ютеру вид тварини, її вік, оперований орган, тип тканини та по цих відомостях комп'ютер відтворює режим зварювання, що знаходиться в його пам'яті, близький до оптимального. Слід також передбачити корекцію режиму самим хірургом, яку він може виконати під час операції, а також комп'ютером під час зварювання із урахуванням конкретної особливості тварини та можливих перешкод (збурювань), пов'язаних з умовами проведення операції.

7 До числа вірогідних збурень, які впливають на процес зварювання, можна віднести такі:

- а) забруднення робочих поверхонь електродів,
- б) змінення товщини зварюваних шарів тканини,
- в) коливання зусилля стиснення тканини електродами,
- г) шунтування струму сусідніми ділянками тканини,
- д) неоднорідності тканини, що потрапляють у зону утворення з'єднання,
- е) підвищена температура електродів,
- ж) змінний стан поверхні тканини (суха, волога, із слідами крові та інш.)

Система автоматичного управління через відповідні зворотні зв'язки повинна змінювати режим нагрівання так, щоб вплив збурень був мінімальним.

8 Інформацію про хід протікання процесу одержують по змінненню поточних значень напруги на електродах та струмі, діленням цих величин одержують поточне значення імпеданса тканини. Якщо до моменту закінчення першої стадії нагрівання, що протікає при поступово зростаючій напрузі, імпеданс не знизився до раніше встановленого значення, що свідчить, зокрема, про забруднення робочих поверхонь електродів, то нагрівання тканини припиняють, щоб уникнути її надмірного травмування. З цією ж метою переривають процес нагрівання у будь-який момент, якщо імпеданс тканини нижчий за попередньо встановлену межу, що свідчить про протиснення тканини електродами.

9 Управління процесом зварювання із зворотним зв'язком, який стабілізує залежність імпеданса тканини від часу або швидкості змінення його, використовується, як уже вказувалося вище, при

герметизації судин. Нам невідомий досвід використання таких систем управління, й ми маємо сумнів щодо успішності їх використання навіть на одному типі тканини. Багато факторів здійснюють вплив на опірність тканини, затисненої між електродами.

Можна більш ефективно стабілізувати шляхом автоматичного управління якість з'єднання, якщо від абсолютного значення опірності перейти до відносного (Фіг 3). Для цього в процесі нагрівання визначають поточне значення імпеданса тканини.

Та запам'ятовують його мінімальне значення Z_{min} , якого досягають на певній стадії нагрівання тканини. Потім продовжують визначати поточне значення опірності та ділять його на номінальне значення одержуючи таким чином відносне значення $Z = Z/Z_{min}$. Після досягнення Z встановленого заздалегідь значення, що відповідає моменту утворення з'єднання необхідної якості, нагрівання припиняють.

Перехід до управління по відносному значенню дозволяє звільнитися від впливу багатьох важко контрольованих факторів.

10 Для управління необхідні значення багатьох параметрів режиму, які слід визначити попередньо. Однак багато особливостей будь-якого конкретного з'єднання можуть бути при цьому і не враховані. Тому систему автоматичного регулювання доцільно побудувати так, щоб у ній передбачалися елементи самонастроювання. Для цього початкову стадію нагрівання тканини здійснюють при поступовому збільшенні напруги на електродах із попередньо підбраною для даного типу тканини швидкістю. Одночасно вимірюють поточне значення опірності тканини. Коли опірність тканини досягає мінімуму, збільшення напруги припиняють та стабілізують його на досягнутому рівні (Фіг 4). Одночасно запам'ятовують мінімальні значення імпеданса Z_{min} , та потім визначають відносне поточне значення імпеданса. Після досягнення Z заздалегідь заданого значення нагрівання припиняють.

Таким чином, досягають більш високого ступеня вірогідності утворення з'єднань необхідної якості.

11 Безпосередні виміри струму та напруги, визначення імпеданса тканини під час утворення з'єднання пов'язані з низкою труднощів. Нас цікавить у першу чергу тепловий ефект, створюваний в тканині струмами високої частоти. Тому можна обмежитися вимірами струму та напруги на вході інвертора. При невеликому струмі холостого ходу високочастотного трансформатора струм, споживаний інвертором, пропорційний струму, протікаючому через тканину. Напруга на вході інвертора пропорційна активному падінню напруги у ланцюзі інвертор-трансформатор-кабель-інструмент-тканина. ККД системи перетворення та передавання енергії висоти. Тому напругу на вході інвертора можна вважати пропорційною падінню напруги на тканині. Для здійснення описаного способу з'єднання м'яких тканин необхідне джерело живлення — генератор струму високої частоти, що управляється комп'ютером чи мікропроцесорним пристроєм. У зв'язку з тим, що хірург не має можливості підбирати режим безпосередньо під час операції, у пам'яті управляючого пристрою мають

бути усі необхідні відомості для тканин різних органів. До їх числа належать

- частота змінного струму високої частоти,
- частота модуляції змінного струму,
- швидкість збільшення напруги змінного струму (перша стадія нагрівання),
- падіння напруги на тканині (друга стадія нагрівання),
- витримка часу з моменту початку нагрівання до моменту підвищення зусилля стиснення тканини (якщо використовується інструмент із стабілізацією тиску на двох рівнях),
- час нагрівання

За викликом хірурга вказані відомості автоматично вводяться в управляючий пристрій та відтворюються при виконанні операції. Передбачається можливість корекції режиму хірургом у ході операції, якщо в цьому виникає необхідність. Корекція може провадитися лише по одному параметру — напрузі змінного струму високої частоти.

Окрім того, хірург має одержати від комп'ютера інформацію про рекомендовані розміри робочої поверхні електродів та зусилля стиснення ними тканини при зварюванні, щоб уникнути помилки при обиранні інструмента.

Якщо використовується спосіб, при якому припинення нагрівання здійснюється при певних значеннях відносно імпеданса тканини, то в пам'яті управляючого пристрою повинні міститися дані про ці параметри для всіх органів, на яких можливе виконання операцій. У цьому випадку дані про час нагрівання використовуються лише для контрольних функцій. Зокрема, якщо дійсний час нагрівання виявився у 1,5-2 рази більшим чи меншим за той, який міститься у пам'яті то управляючий пристрій дає про це сигнал хірургу для того щоб він скоригував напругу високої частоти у більший чи менший бік. При використанні способу з елементами адаптації в управляючий пристрій не вводиться падіння напруги на тканині (друга стадія нагрівання) - ця напруга фіксується автоматично в момент досягнення опірності тканини мінімального значення. Напруга стабілізується на досягнутому рівні до кінця другої стадії нагрівання. Остання завершується, коли відносна опірність досягає заданого рівня. Дані про час нагрівання так, як і в попередньому випадку, використовуються тільки для контрольних функцій. Якщо цей час значно відрізняється від того, що зберігається у пам'яті, управляючий пристрій дає про це сигнал хірургу. При дійсному часі, що відрізняється від рекомендованого, хірург має ввести поправку на швидкість збільшення напруги високої частоти.

Пристрій, необхідний для зварювання м'яких біологічних тканин (Фіг 5), складається із джерела живлення А, системи управління Б, кабеля С хірургічного інструмента D, та педалі управління Е. До складу джерела живлення входять трансформатор 1, випрямляч 2, фільтр 3, імпульсний регулятор 4, інвертор 5, прохідні конденсатори 6, датчики струму 7 та напруги 8, блоки управління імпульсним регулятором 9 (виконаний у вигляді електронного блока на основі спеціалізованої мікросхеми широтно-імпульсного модулятора), та блок управління інвертором 10 (виконаний у вигляді електронного блока на основі генератора імпульсів прямо-

кутної форми частотою 880 кГц). Система управління складається із пристрою зв'язку з об'єктом 11 та комп'ютера (або мікропроцесорного пристрою 12). Пристрій зв'язку з об'єктом з'єднаний з педаллю Е, на яку натискає хірург і цим запускає програму управління процесом зварювання, яку містить у собі комп'ютер.

Блоки 9 та 10 виконують функцію узгодження виходів пристрою зв'язку з об'єктом з входом імпульсного регулятора 4 та інвертора 5. Зв'язок пристрою 11 з імпульсним регулятором здійснюється аналоговим сигналом, пропорційним заданій напрузі вихода регулятора, а з інвертором — цифровим кодом, що встановлює частоту інвертора.

У пам'яті комп'ютера міститься декілька програм управління процесом зварювання для різних типів тканин.

Використовуючи традиційні засоби спілкування з комп'ютером, хірург знаходить необхідну йому програму і повідомляє про це комп'ютер. Потім хірург здійснює підготовку місця з'єднання тканини для її зварювання, стискає ділянки тканини, що повинні зварюватися за допомогою зварювального інструменту, після чого натискає ногою на педаль Е, яка запускає відібрану хірургом програму управління процесом зварювання. Від комп'ютера 12 завдяки пристроям 11 та 9 на вхід імпульсного регулятора надходить сигнал пропорційний потрібній поступово зростаючій вихідній напрузі. Про це комп'ютер сповіщає хірурга за допомогою звукового сигналу.

Разом з цим від датчиків 7 та 8 надходять сигнали, пропорційні струму та напрузі. Після перетворення у цифрову форму ці сигнали надходять до комп'ютера, де визначається поточне значення імпеданса Z засобом поділу напруги на струм.

Якщо вичислене поточне значення Z менше за попереднє, напруга зростає із швидкістю, яку задала програма. Якщо, навпаки, поточне значення імпеданса становить більше ніж попереднє, комп'ютер дає імпульсному регулятору завдання, що відповідає стабілізації вихідної напруги регулятора на досягнутому рівні. При цьому комп'ютер запам'ятовує імпеданс таким, як його мінімальне значення Z_{min} .

На наступному етапі продовжується визначення поточного значення Z , яке потім ділиться комп'ютером на його мінімальне значення Z_{min} . Результат ділення — відносний поточний опір порівнюється комп'ютером із заданим програмою управління граничним його значенням.

Як тільки поточне відносне значення імпедансу досягає заданого значення, по ланцюгу 12-11-9-4 надходить сигнал про зниження вихідної напруги імпульсного регулятора до нуля. Звуковий сигнал, що надходить від комп'ютера, зникає, завдяки чому хірург отримує інформацію про закінчення нагрівання тканини, після чого настає можливість зняття зварювального інструменту з тканини.

По ланцюгу 12-11-10-5 приходить цифровий код, який задає частоту інвертора, що залежить від відібраної програми управління процесом зварювання.

Пристрій зв'язку має два входи, пов'язані із датчиками струму 7 та напруги 8, двосторонній зв'язок із комп'ютером 12. Один із виходів при-

строю зв'язку з об'єктом з'єднаний із блоком управління імпульсним регулятором 9, інший – з блоком управління інвертором 5

Окрім того, по звуковому каналу комп'ютера надходить інформація хірургу про включення пристрою, про передчасне припинення нагрівання та, про причини цього відключення, про вихід часу зварювання за оптимальні для даної тканини межі

Таким чином, в запропонованому способі з'єднання м'яких біологічних тканин зводять кромки шарів тканини, стискають їх та пропускають через стиснену тканину електричний струм високої частоти для нагрівання її до температури, при якій відбувається інтенсивна коагуляція білка, що міститься в тканині. Нагрівання тканин виконують у дві стадії. На першій стадії подають постійно зростаючу напругу, а на другій – незмінну напругу, модульовану низькочастотними, наприклад, прямокутними, імпульсами. Значення незмінної напруги при цьому обирають у межах від 20 до 100В, частоту струму – у межах від 50 кГц до 1,5 МГц, причому найбільші значення напруги, та низькі частоти використовують для з'єднання товстих (тканини кишечника, шлунка, печінки та інш.) шарів тканини, найменші напруги та високі частоти – для з'єднання тонких (епіневрій та інш.) шарів тканин. У цьому випадку тиск стиснення тканини обирають у межах від $0,5 \cdot 10^6$ Па до $3 \cdot 10^6$ Па в кінці другої стадії нагрівання підвищують його у 1,2–2,0 рази і потім знімають через 0,5–1,0с після вимкнення струму.

Частоту модуляції струму, протікаючого крізь тканину, обирають у межах 4–20 Гц, причому низькі частоти модуляції використовують для товстих шарів тканини, а більш високі – для тонких шарів.

В кінці першої стадії нагрівання вимірюють опірність тканини Z та, якщо воно більше чи менше за встановлені граничні значення, нагрівання тканини припиняють.

Падіння напруги на тканині V та струм I , протікаючий крізь неї, визначають через напругу U_0 та струм I_0 на вході генератора високої частоти за формулами

$$U = K_1 (U_0 - ReI_0) \text{ та}$$

$$I = K_2 I_0, \text{ де}$$

K_1 та K_2 – постійні коефіцієнти, Re – еквівалентна опірність, що визначається дослідним шляхом.

Імпеданс тканини Z визначають за залежністю $Z = U/I$, де

I – струм,

U – напруга на електродах,

що дорівнює падінню напруги на тканині, і якщо воно більше або менше за заздалегідь встановлені граничні значення, нагрівання тканини припиняють.

У процесі нагрівання визначають мінімальний імпеданс Z_{\min} , після чого визначають відносний імпеданс Z за залежністю $Z = Z/Z_{\min}$ і якщо відносний імпеданс Z досягне заздалегідь експериментально визначеного значення, що відповідає утворенню з'єднання, припиняють нагрівання тканин.

Першу стадію нагрівання тканини проводять із заздалегідь встановленою для тканин одного ор-

гану оптимальною швидкістю, а збільшення напруги припиняють коли опірність досягне мінімального значення Z_{\min} , а на другій стадії припиняють нагрівання тканин, коли Z досягне певного значення, що відповідає утворенню з'єднань.

Перед початком роботи первинна обмотка трансформатора 1 вмикається у мережу. Вторинна напруга трансформатора випрямляється випрямлячем 2, ємність 3 заряджається до амплітудного значення вторинної напруги. Імпульсний регулятор 4 знаходиться у замкненому стані, інвертор 5 знеструмлений.

Для того, щоб почати зварювання, хірург натискає педаль Е, яка дає сигнал на початок відтворення режиму зварювання, що знаходиться у пам'яті комп'ютера 12. Комп'ютер 12 через пристрій зв'язку 11 дає сигнали пристроям 9 та 10. Відновлюється провідність імпульсного генератора 4. Напругу і струм на вході інвертора 5 за допомогою датчиків 7, 8 і пристрою зв'язку контролює комп'ютер. Як тільки ця напруга досягає значення, визначеного програмою, комп'ютер через пристрій 11 та пристрій 9 замикає регулятор 4. Наступне вмикання регулятора 4 відбувається через проміжок часу, що визначається частотою роботи імпульсного регулятора.

Одночасно з появою напруги починає працювати інвертор 5 із частотою, яку визначає програма, наявна в пам'яті комп'ютера, що передає відповідний аналоговий сигнал через пристрій 11 блоку 10.

Створювана внаслідок роботи інвертора 5 високочастотна напруга через прохідні конденсатори 6 надходить по кабелю С на затискачі інструмента D, стискаючого з'єднувані ділянки тканини.

Після закінчення виконання програми комп'ютер через пристрої 11 та 9 вимикає регулятор.

Повторне вмикання здійснюється хірургом черговим натисненням на педаль.

13 Прилади використання

1 Електрозварювання товстого кишечника кроликів "бік у бік" (Фіг 6)

В умовах наркозу товсту кишку перетинають та розширюють відрізок довжиною 3–5 см. Кінці кишки вивертають у вигляді манжеток довжиною 2–3 мм, розтягують та зварюють слизову оболонку безперервним швом, послідовно переміщуючи зварювальний пінцет з електродами площиною 2 мм² (1x2 мм). Натисканням на відрізки кишки перевіряють герметичність швів, манжетки відвертають і, таким же чином виконують серо-серозний шов.

Після герметизації кінців відрізків кишки їх зближують боковими поверхнями один до одного і зварюють серозні оболонки відрізків за довжиною передбачуваного розтину (довжиною 2–4 см) і на відстані 4–5 мм один від одного (а). Зовні та паралельно накладеному серосерозному шву в поздовжньому напрямку розтинають усі шари стінки кишки (в) і зупиняють кровотечу з окремих судин тим же зварювальним пінцетом у режимі "коагуляція".

Виконують електрозварювання слизистого підслизистого шару анастомоза, починаючи з глибинної його частини (с, d) й циркулярно переходячи на зовнішню стінку. Звертають особливу увагу

на обробку "кутів", чого додержуються й при накладенні звичайних швів (е, ф)

Завершальним етапом операції є накладення зовнішнього з'єднання серозних оболонок (d-h) Після перевірки пальпаторним методом прохідності анастомоза та його непроникливості для залишеного у кишці вмісту накладення анастомоза вважається закінченим, рана черевної стінки закривається

Режим зварювання

Напруга — 45 В (серо-серозний шов) 40 В (слизово-м'язовий шов)

Час проходження імпульсу — 1,2 та 1,4 с

Частота струму — 50 кГц

Час збільшення напруги — 150 мс

Частота модуляції — 6 Гц

Зусилля — 3,5 Н на початку та 5 Н — наприкінці

Під час виконання кожного з'єднання здійснювалося поступове стиснення браншей пінцета 0,2 с — стиснення країв тканини із зусиллям 3,5 Н приблизно 0,8 с, збільшення зусилля до 5,0 Н, 0,4 с — витримка під максимальним зусиллям

За даними гідравлічних випробувань накладених анастомозів такий режим забезпечує максимальну міцність анастомоза

2 Електрокоагуляція паренхіматозного органа (печінки кролика) — Фіг 10

В умовах наркозу позначають лінію (а) передбачуваної крайової резекції печінки (наприклад, сегмента довжиною 3 см)

По краю передбачуваного розтину провадять лінійне електрозварювання тканини (б) біполярним пінцетом з висотою електродів 3 мм та площиною 3–4 мм² (1x3 або 1x4 мм) таким чином, щоб не порушувати цілісність поєднувальної капсули органа По утвореній коагуляційній доріжці провадиться відтинання крайової ділянки без крові та жовчовитікання (с, д)

Режим маніпуляцій

Шов безперервний,

Напруга — 30 В,

Час — 1,2 с,

Частота — 50 кГц, Час збільшення імпульсу — 150 мс, Частота модуляції — 6 Гц, Товщина зварюваної тканини — 5–8 мм, Зусилля стиснення — 4 Н

3 Зварювання стінки жовчного міхура кролика (Фіг 11) В умовах наркозу евакуюють із порожнини жовчного міхура жовч шприцом крізь ін'єкційну голку (а) Стінку жовчного міхура розтинають вздовж Довжина розтину — 2,0–2,5 см (б) Краї розтину на глибині до 1 мм стискаються між електродами зварювального пінцета площиною 1 мм² та зварюються між собою по всій товщині тканини (с) Після закінчення накладення лінійного шва (д) для його підкріплення одиничними накладеннями пінцета приварюється листок сальника, що прикриває його на усьому протязі (у клініці така необхідність відпадає, оскільки, товщина стінки дозволяє накладати пошаровий анастомоз) Режим зварювання Шов безперервний, Напруга — 30 В, Час — 1,2 с, Частота — 50 кГц,

Час збільшення імпульсу — 150 мс, Частота модуляції — 6 Гц, Товщина зварюваної тканини — 1 мм, Зусилля стиснення — 3 Н 4 Зварювання нервів (Фіг 12)

Експерименти провадилися на сідничному нерві щура Після пересікання нерву (а) та гемостазу відтинали надлишок фасцикулів Накладали два епіневральних шва-держака ниткою 10/0 з інтервалом у 180° по колу (б) Нерв утримували за держаків та повертали його таким чином, щоб стала доступною задня поверхня Біполярним мікрохірургічним інструментом адаптували епіневрій по задній поверхні анастомоза, після чого проводили електрокоагуляцію (с) Розміри робочої поверхні електродів — 0,4x0,5 мм Маніпуляцію повторювали у напрямку від одного держака до другого (3–4 точки, в залежності від діаметра нерва)

Потім аналогічним чином провадили з'єднання оболонок по передній поверхні анастомоза Режим зварювання Напруга — 36 В, Час зварювання — 50 с, Частота — 1000 кГц, Час збільшення напруги — 15 мс, Зусилля стиснення тканини — 0,3 Н

Переваги способу

- спосіб простий у використанні, потребує звичайних загальнохірургічних навичок оперування на шлунку, кишечнику, печінці, жовчному та сечовому міхурах та інших органах,

- спосіб здійснюється за допомогою зварювальних пінцетів, звичайних для хірургів, або простих пристроїв, використання яких не потребує спеціального навчання,

- з'єднання тканин може здійснюватися пошарове або у масі, шов, що утворюється, акуратний, естетичний, герметичний та надійний,

- випробування методу на моделях клінічних операцій у деяких типів тварин (кролики, білі щури) показали його використовувальність при пошаровому закритті ран, зварюванні кишечника "кінцець у кінцець" та "кінцець у бік", відновлення цілісності шлунка, жовчного міхура та сечового міхура, що свідчить про універсальність метода та можливість розширення діапазону клінічного використання,

- відсутність ускладнень у післяопераційний період у 90 % тварин, які можна було б пов'язати із використанням самого методу, а не огріхами введення наркозу, технічними помилками хірурга,

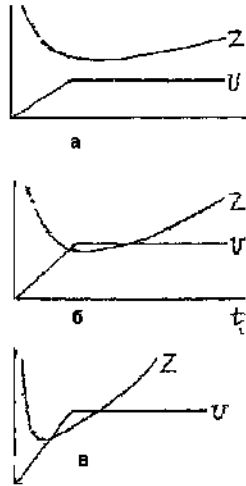
- спосіб зменшує тривалість проведення операції на 50–60 %, полегшує працю хірурга, робить її більш раціональною та різноманітною,

- хірурги, які вперше використовують метод, засвоюють його без особливих ускладнень, мають велике бажання вивчати його більш поглиблено та застосовувати в своїй клінічній практиці

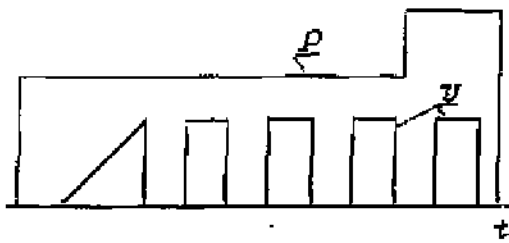
Недоліки способу

- можливість опіку тканини, яку можна виключити шляхом автоматизації процесу та придбання електрохірургічного досвіду,

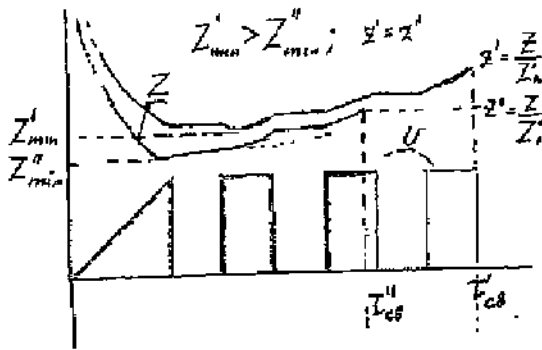
- менше, аніж при шовному та механічному способі зшивання первинна міцність анастомозів, яка суттєво не впливає на наслідок операції, але яка потребує деякої моральної перебудови хірургів



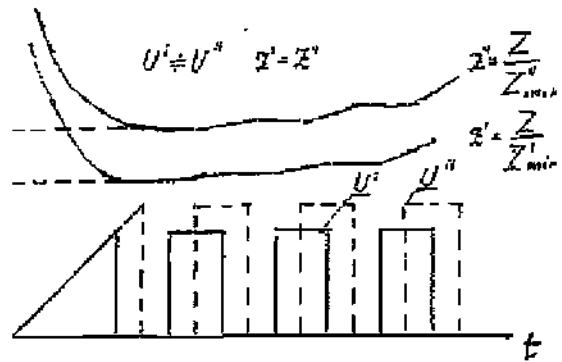
Фиг. 1



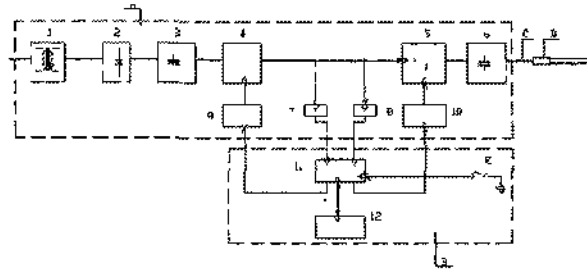
Фиг. 2



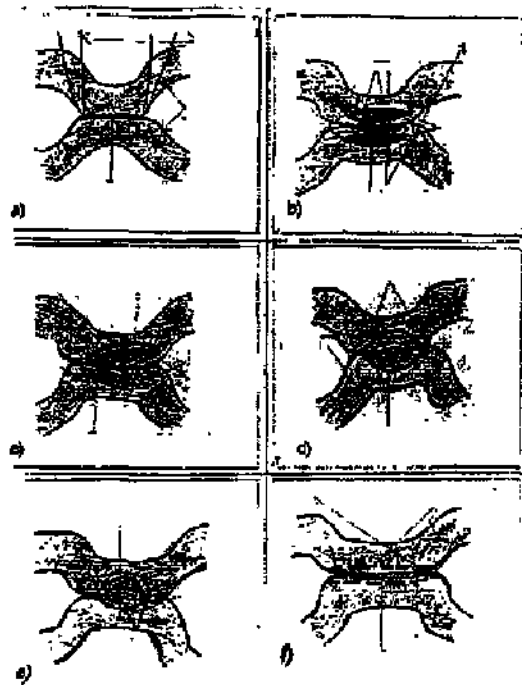
Фиг. 3



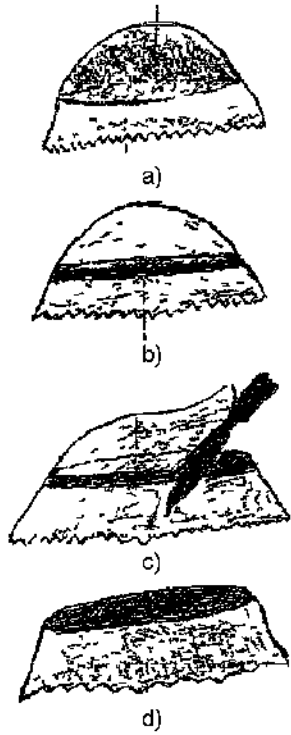
Фиг. 4



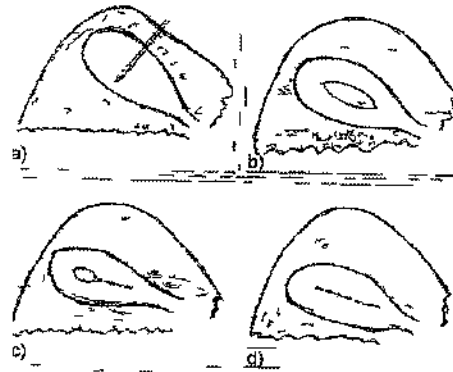
Фиг. 5



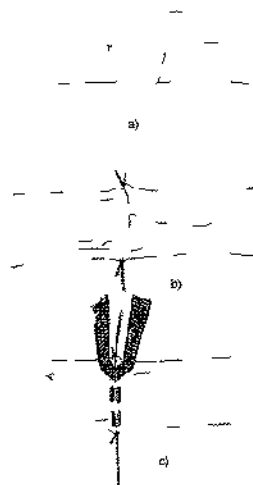
Фиг. 6



Фиг. 7



Фиг. 8



Фиг. 9