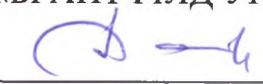


ІНВ. № _____

ТОВ «Брайтфілд Україна»
Україна, 04073, м. Київ, вул. Рейтарська, 18/11А, тел/факс: (+38-044) 234-95-83, 1932br@gmail.com <http://brightfield.com.ua/>

ЗАТВЕРДЖЕНО

Директор
Товариство з обмеженою
відповідальністю
«БРАЙТФІЛД УКРАЇНА»

 Е.Д.Горя

(підпис).....(ПБ)



2021 року

З В І Т
про науково-дослідну роботу

за договором № 20ДФ028-01-C2 від 01.12.2020 р.
№ 21ДФ028-01-C2 від 10.06.2021 р. та

**«Виготовлення джерела живлення та інструменту
електrozварюального з'єднання кровоносних судин
придатних до клінічного використання»**

грантова підтримка Національного фонду досліджень України у межах
конкурсу ««Наука та безпека людини та суспільства»
(остаточний)

Науковий керівник НДР

Директор ТОВ «Брайтфілд Україна»

 Е.Д. Горя
(підпис)

"Результати роботи розглянуто Науково-технічною радою Київського національного
університету імені Тараса Шевченка, протокол № 10 від «09» грудня 2021 р."

СПИСОК АВТОРІВ

Керівник НДР
Головний інженер

Д — 4
13.12.2021р.

Е.Д. Горя
(Вступ, Висновки,
перелік скорочень,
перелік джерел
посилань, Реферат,
розділ 3)

Конструктор

А.М. Ковальов
13.12.2021р.

А.М. Ковальов
(розділи 1,2,
Додатки)

РЕФЕРАТ

Звіт про НДР: 43 с., 17 рис., 80 джерел.

КРОВОНОСНІ СУДИНИ, БІОЛОГІЧНА ТКАНИНА, ХІРУРГІЯ, ВІЙСЬКОВА ПОЛЬОВА ХІРУРГІЯ, АНАСТОМОЗ, КОНТАКТНЕ ВИСОКОЧАСТОТНЕ ЗВАРЮВАННЯ, КОНТАКТНИЙ НАГРІВ, РУЧНИЙ ХІРГІЧНИЙ ІНСТРУМЕНТ, ТОК ВИСОКОЇ ЧАСТОТИ

Об'єкт дослідження – система для електrozварюваного з'єднання кровоносних судин для планового, оперативного анастомозу судин та бойових ушкоджень учасників АТО і ООС

Мета роботи – Виготовлення джерела живлення, вдосконалення конструкції, 3д моделей, креслень та виготовлення інструменту придатного клінічного використання.

Результати дослідження:

1. Тривимірні моделі та креслення вдосконалених пристрій та їх вузлів для зварювання судин.
2. Зразки пристрій та їх вузлів для зварювання судин придатних до клінічного використання.
3. Заявка на патент або патент, листування та інша інформація від ДП "Український інститут промислової власності, щодо перебігу та стану реєстрації патенту.
4. Зразок джерела живлення для електrozварюваного з'єднання судин придатний до клінічного використання.

ЗМІСТ

Список скорочень
Вступ
1. Вдосконалена конструкція інструменту для електrozварюваного з'єднання кровоносних судин придатна до клінічного використання
1.1. Опис розробленої експериментальних конструкцій
1.2. Принцип дії інструменту
1.3. Аналіз недоліків
2. Виготовлення зразка джерела живлення для електrozварюваного з'єднання судин.....
2.1. Принципові схеми
2.2. 3D моделі та креслення корпусу
3. Стан отримання патенту на корисну модель «Захват-маніпулятор для фрагмента судини»
Висновки
Перелік джерел посилань
Додаток А. Креслення експериментальної конструкції інструменту
Додаток Б. Принципові схеми джерела живлення
Додаток В. Креслення корпусу джерела живлення
Додаток Г. Керівництво з експлуатації джерела живлення
Додаток Д. Патент № 149341 на корисну модель «Захват-маніпулятор для фрагмента судини»

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

АС	-	Анастомоз судин
АТО	-	Антитерористична операція
ТВЧ	-	Ток високої частоти
ВЛ	-	відновне лікування
ДНК	-	дезоксирибонуклеїнова кислота або просто ДНК
ДАТ	-	середньодобовий діастолічний артеріальний тиск
IХС	-	ішемічна хвороба серця
ЛТ	-	лазерна терапія
НІЛВ	-	низькоінтенсивне лазерне випромінювання
ЛБС	-	лазерна біостимуляція
МР	-	медична реабілітація
ООС	-	Операція об'єднаних сил
ПОЛ	-	перекисне окислення ліпідів
ФДТ	-	фотодинамічна терапія
ВЛОК	-	внутрішньовенне лазерне опромінення крові
ГНЛ	-	гелій-неонові лазери
УФ	-	ультрафіолет
ІЧ	-	інфрачервона область спектра
АФК	-	активні форми кисню
МЛТ	-	Магніто-лазерна терапія
МП	-	магнітне поле
ЛК	-	ліпідні компоненти
НСТ	-	гематокрит
ПІТ	-	післяопераційна інтенсивна терапія
ВП	-	позалікарняна пневмонія
ІС	-	індекс стимуляції
САТ	-	середньодобовий систолічний артеріальний тиск
ФДТ	-	фотодинамічна терапія
ХАП	-	хронічний апікальний періодонтит

ВСТУП

Сучасна ситуація в країні виводить на новий рівень потребу в дієвих способах з'єднання судин для планового, оперативного анастомозу судин та бойових ушкоджень учасників АТО і ООС. Тому наше завдання – це експериментальні дослідження по вивченню і розробці теоретичних та практичних засад для впровадження перспективного способу – електрозварювального з'єднання судин.

Ми розглянемо експериментальну конструкцію інструменту для електрозварювального з'єднання судин придатну до клінічного використання та її недоліки.

Розглянемо виготовлений зразок джерела живлення для електрозварювального з'єднання судин, та креслення корпусу приладу та його принципових схем.

1. Вдосконалена конструкція інструменту для електрозварювального з'єднання кровоносних судин придатна до клінічного використання

1.1 Опис розробленої експериментальної конструкції

Після аналізу недоліків попереднього дослідницького зразка мікрозварювального інструменту, що застосувався у дослідах під час другого етапу нашої наукової роботи. Ми прийшли до висновку, що необхідно повністю переробити компоновку інструменту, та вдосконалити процес вигортання і манжетування судини на електрод. Також для створення більш сприятливих умов під час манжетування, інструмент зроблено з 2-х частин, що з'єднуються після манжетування кожного кінця судини. Причому й кожна частина є модульна і складається окремо з вузла манжетування і вигортання, і з електродного вузла. Все це зроблено для створення зручних умов під час виконання всіх необхідних маніпуляцій з судиною у дуже стиснених умовах робіт у рановій зоні.

В новій конструкції судина надійно фіксується між затискачем і притискачем за допомогою храпового механізму. А вигортання засновано на важільно-кулісному принципі, що дозволяє значно збільшити кут вигортання судини. Це дає більшу надійність якісного вигортання і натягування судини на електрод.

Також важливою складовою частиною хірургічного мікрозварювального інструменту є електродний вузол, що забезпечує просторове розташування, фіксацію, манжетування судин, і стискання кінців судин, підвід зварювального току і потім – вивід судинного з'єднання з порожнин електродів.

Цей вузол в зоні фіксації повинен: не перетискати стінку судини (в іншому випадку вона пошкоджується, що значно перевищує строки регенерації після зварювання); в зоні манжетування фіксувати кінці судин

перед процесом зварювання; фіксувати манжети кінців судини перед і в процесі стискання електродів; в робочій зоні забезпечити вивід судинного з'єднання з порожнин електродів і при цьому виключити різноманітні ушкодження зони з'єднання.

Базою для прийняття конструктивних рішень у відповідності з вказаними вище вимогами до електродного вузла є, перед усім, забезпечення роз'єднання інструменту і виконання судинного зварного з'єднання. Ця вимога була вирішена за рахунок виконання кожного електрода з двох роз'ємних частин.

При виконанні даної роботи були розроблені і змодельовані 3D моделі інструменту для мікрозварювання судин. Рис. 1.1.1 - 1.1.4.

Загальний вигляд інструменту та його габаритні розміри показано на Рис. 1.1.1-1.1.2.

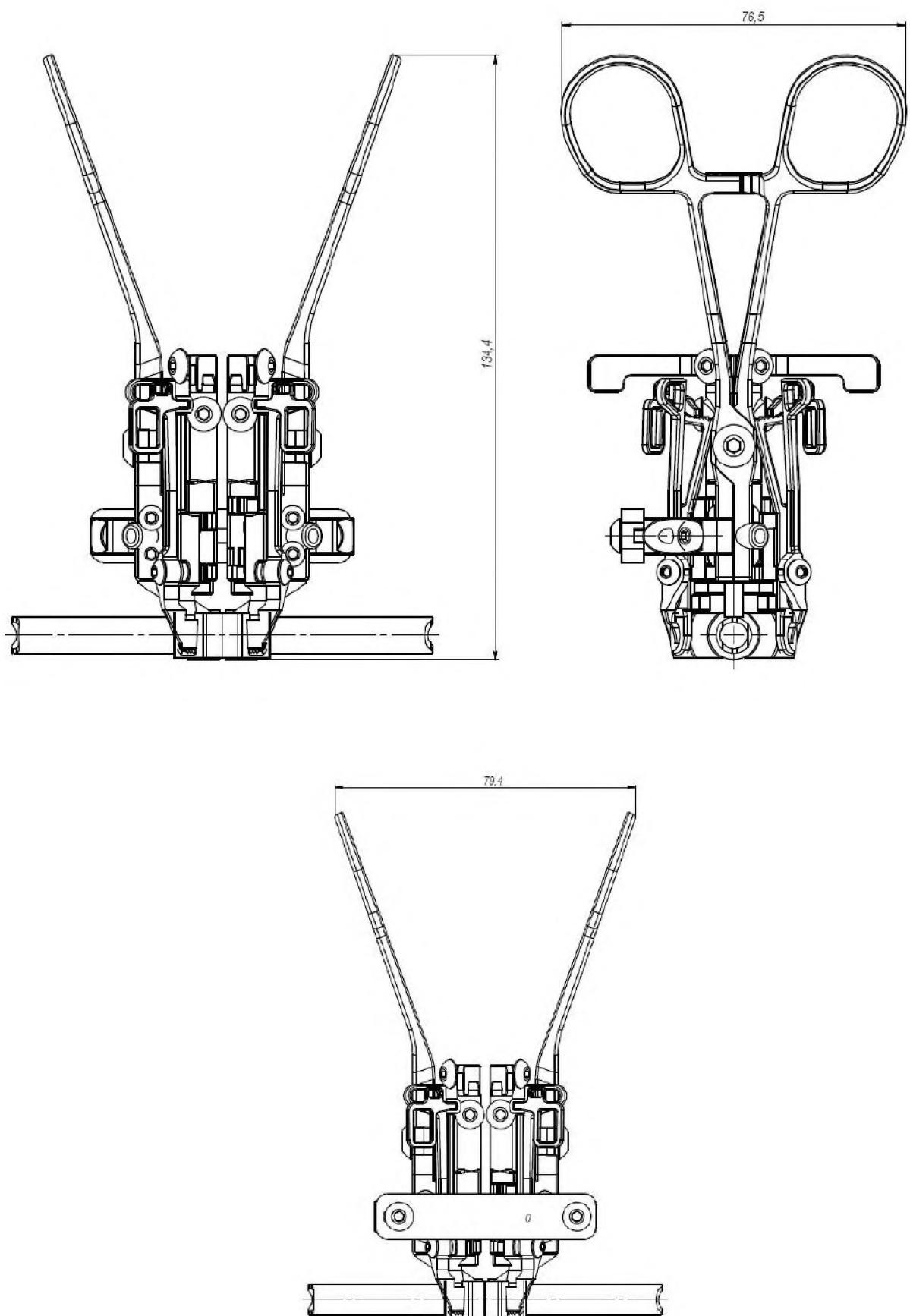


Рис. 1.1.1

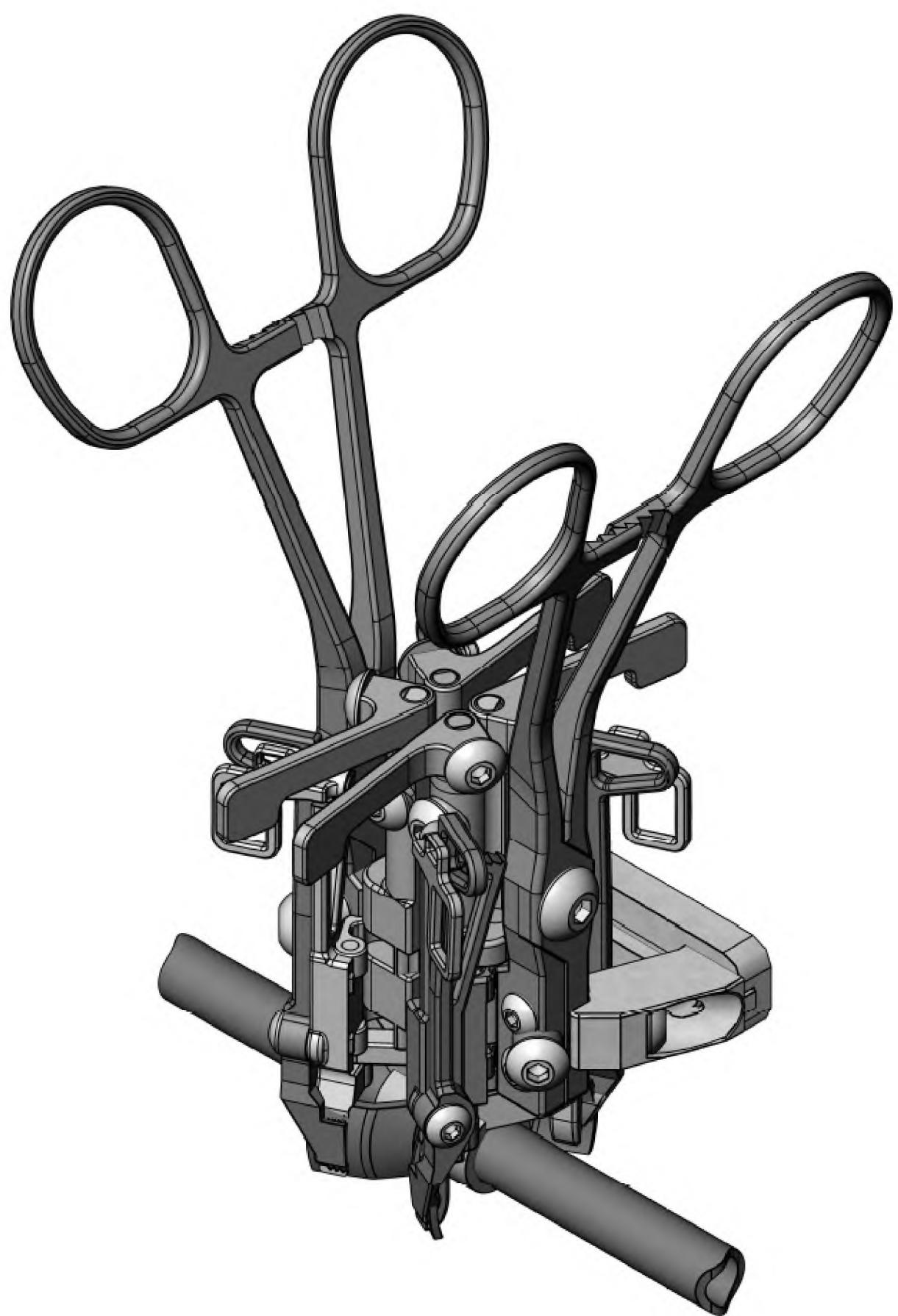


Рис. 1.1.2

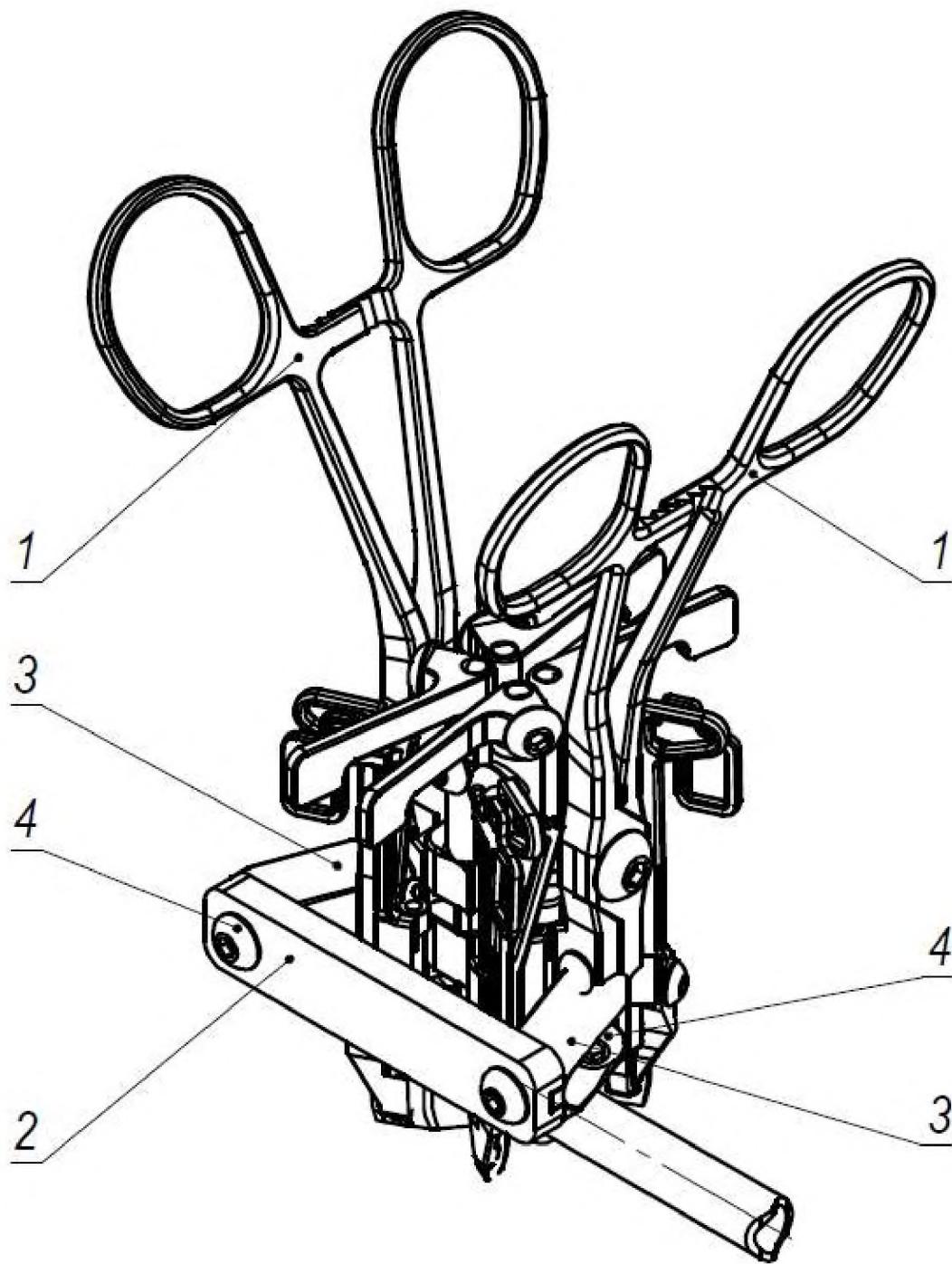


Рис. 1.1.3

1 – ліва та права половини інструменту;

2 – з'єднувальна діелектрична планка;

3 – з'єднувальний тримач;

4 – гвинт.

Інструмент складається з двох одинакових частин 1 (Рис. 1.1.3), це зроблено спеціально для більш зручної фіксації та манжетування судини. При такій конструкції: кінці судини фіксуються в інструменті поодинці, а потім з'єднуються між собою за допомогою з'єднуальної діелектричної планки 2, тримача 3, та гвинтів 4. При цьому відбувається центрування та стискання судин. Стискання судин між собою необхідне для процесу зварювання.

Підключення дротів від джерела живлення зварювальним струмом до інструменту, відбувається за допомогою гвинтів 1,2 (Рис. 1.1.4).

Детальні креслення наведені у **додатку А**.

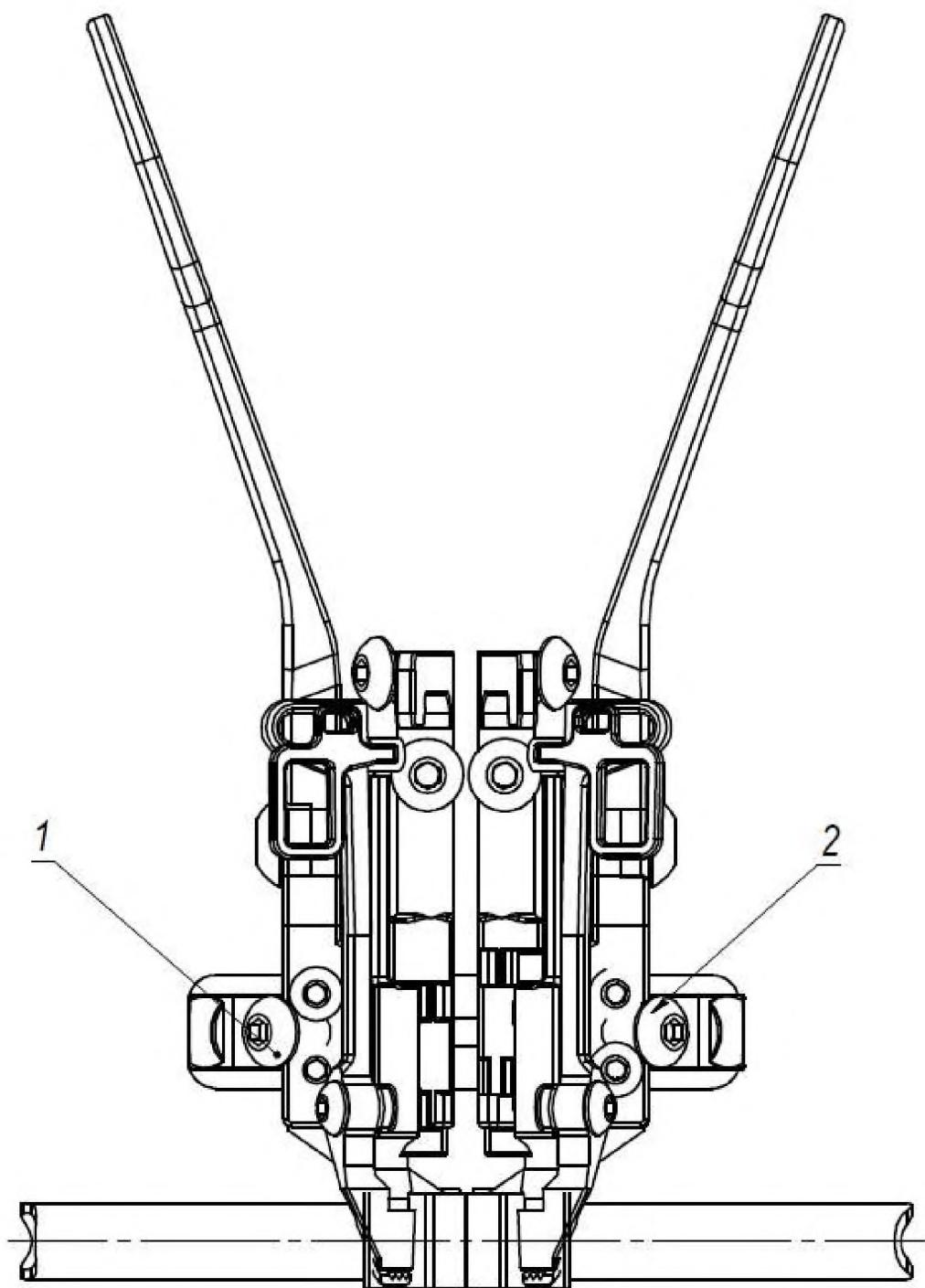


Рис. 1.1.4

1,2 – гвинти, фіксації електричних клем.

Розглянемо більш детально зварювальний інструмент: він складається з 2-х однакових частин, що з'єднуються. Проаналізуємо їх будову.

Інструмент складається з корпуса 1 (Рис. 1.1.5). На вісі 8 за допомогою ручки 6, обертається електродозатискач 2 і розташований на гвинті 10 притискач судини 4. Для охвату умовно круглої судини - деталі, що контактиують з судиною, виконані симетрично та відповідно у дзеркальному виконанні.

На корпусі 1 розташований кріпильний елемент замка типу ластівковий хвіст. За допомогою відповідного елементу замка до корпусу кріпляться електродозатискачі 5, що обертаються на вісі гвинта 3. Електродозатискачі мають кільця по типу ножицевих, для керування пальцями, та гребінковий замок для фіксації у скріпленому стані з корпусом. На іншому кінці електродозатискачі мають посадкове місце для кріplення електродів. Що виконані у вигляді двох половинок кола. Судина 11 спочатку манжетується на електрод, а потім зварюється.

Фіксація вісей 8 в початковому та крайньому положенні відбувається за допомогою гвинтів 9.

Весь інструмент сконструйовано під сучасну технологію пошарового 3D друку з металевого порошку та спікання лазером.

Детальні креслення наведені у **додатку А**.

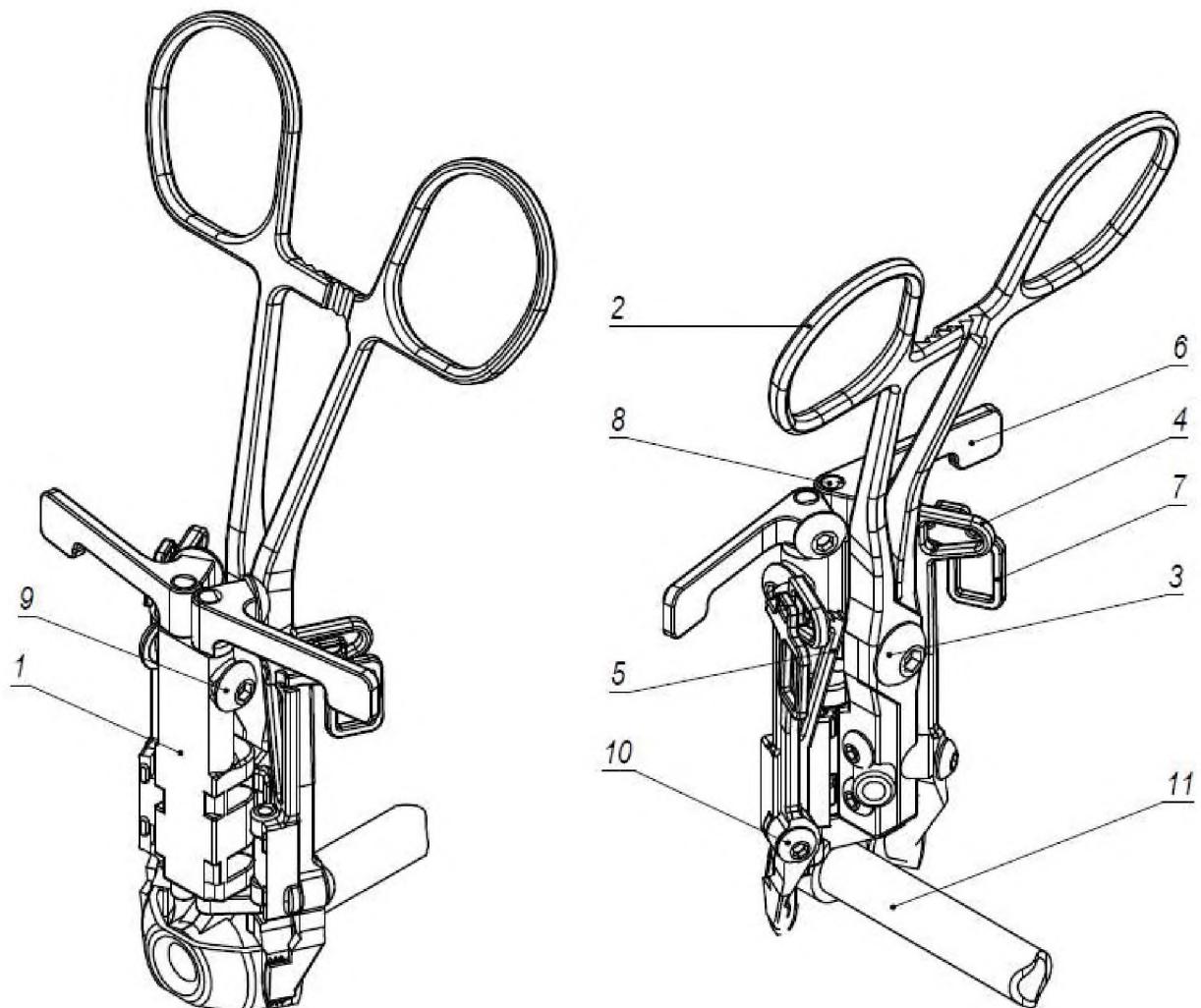


Рис. 1.1.5

- 1 – корпус;
- 2 – електродозатискач;
- 3, 9, 10 – гвинт;
- 4 – притискач;
- 5 – затискач;
- 6 – ручка;
- 7 - собачка
- 8 – вісь;
- 11 – судина.

1.2 Принцип дії інструмента

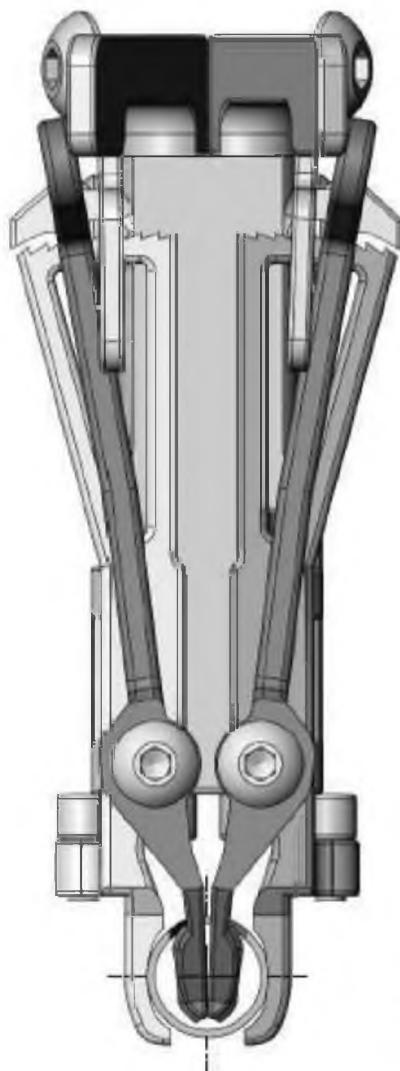
Початкове положення.

Перед початком роботи інструмент знаходиться у Початковому положенні показаному на рис. 1.2.1. Гвинти фіксації вісі 9 затягнуті.

Рукоятки 6 зведені. Притискачі 4 знизу зведені, є зазор між ними і затискачами 5.

На судині 11 робимо надріз довжиною приблизно 5-8 мм. Вставляємо судину розрізом до гори, у проміжок між затискачем 5 і притискачем 6, як показано на рисунку (рис. 1.2.1 і рис. 1.1.5).

Початкове положення.



Судина показана окремо:



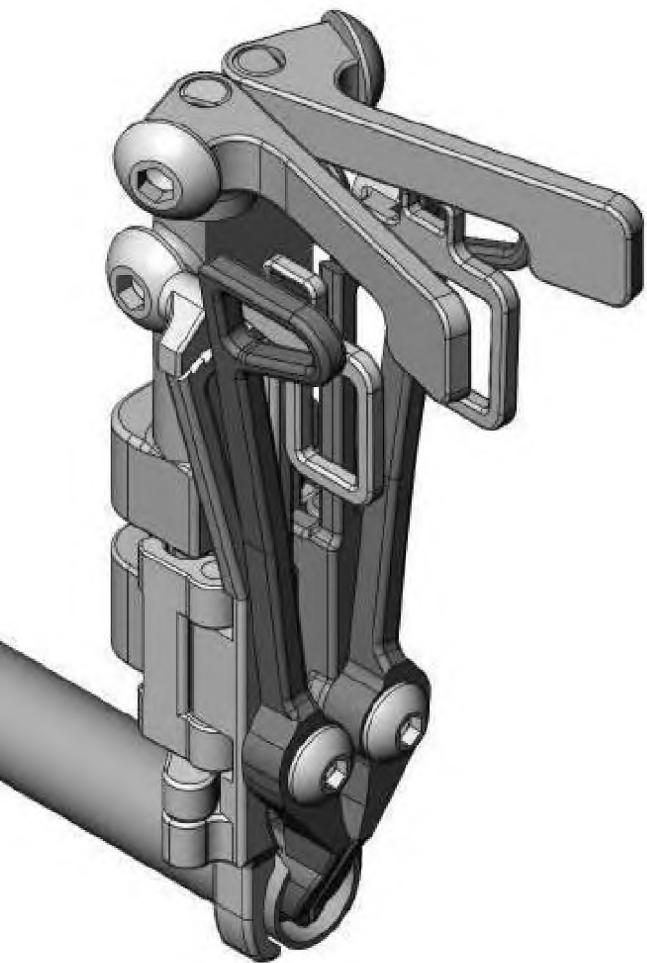


Рис. 1.2.1

Крок 1. Затискання судини

Повертаємо притискач 4 і притискуємо його до затискача 5, при цьому відбувається фіксація затисненої судини завдяки собачці 7 з храповим замком (рис. 1.2.2 і рис. 1.1.5).

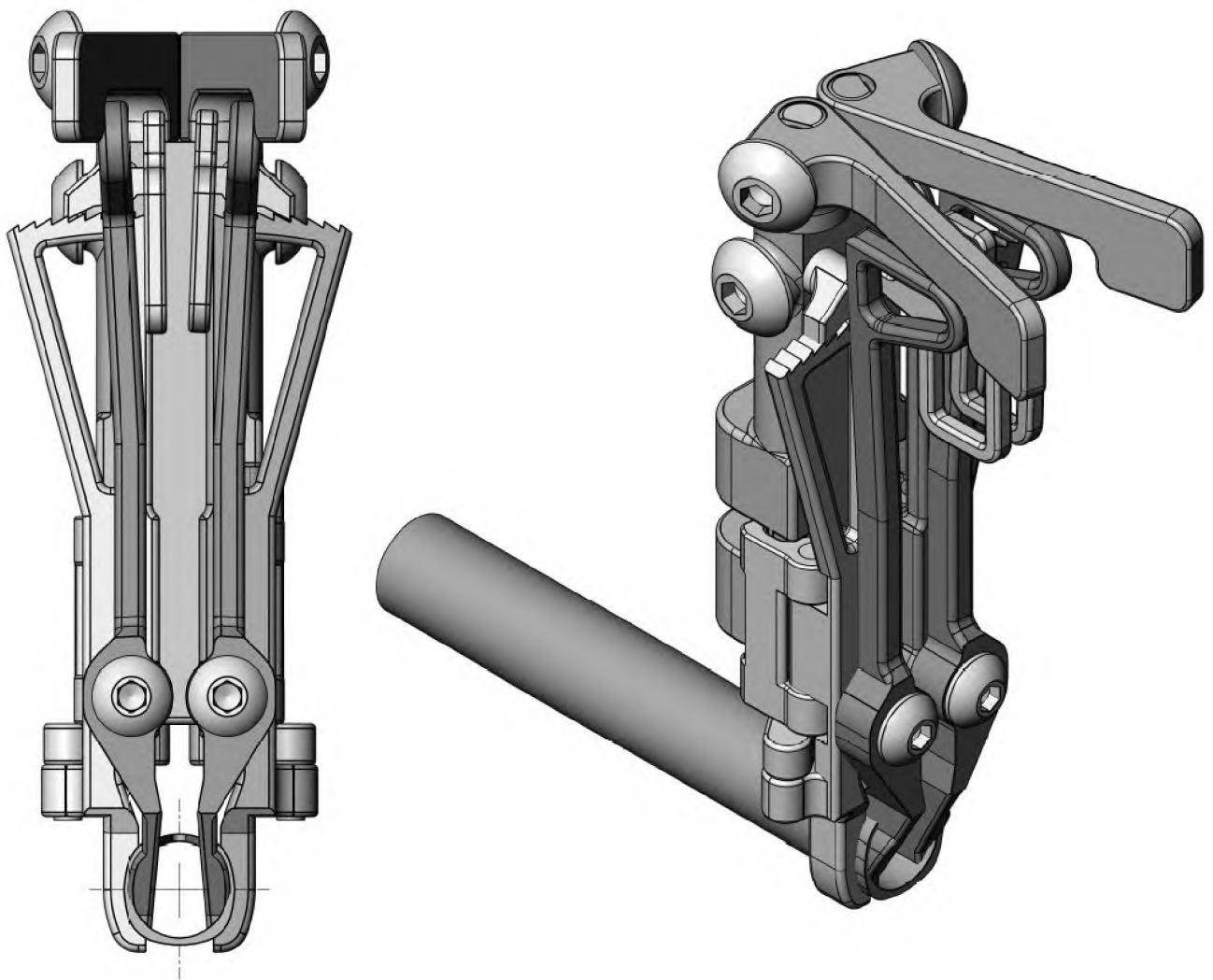


Рис. 1.2.2

Крок 2.

Надрізаємо судину знизу на 5-8 мм (рис. 1.2.3).

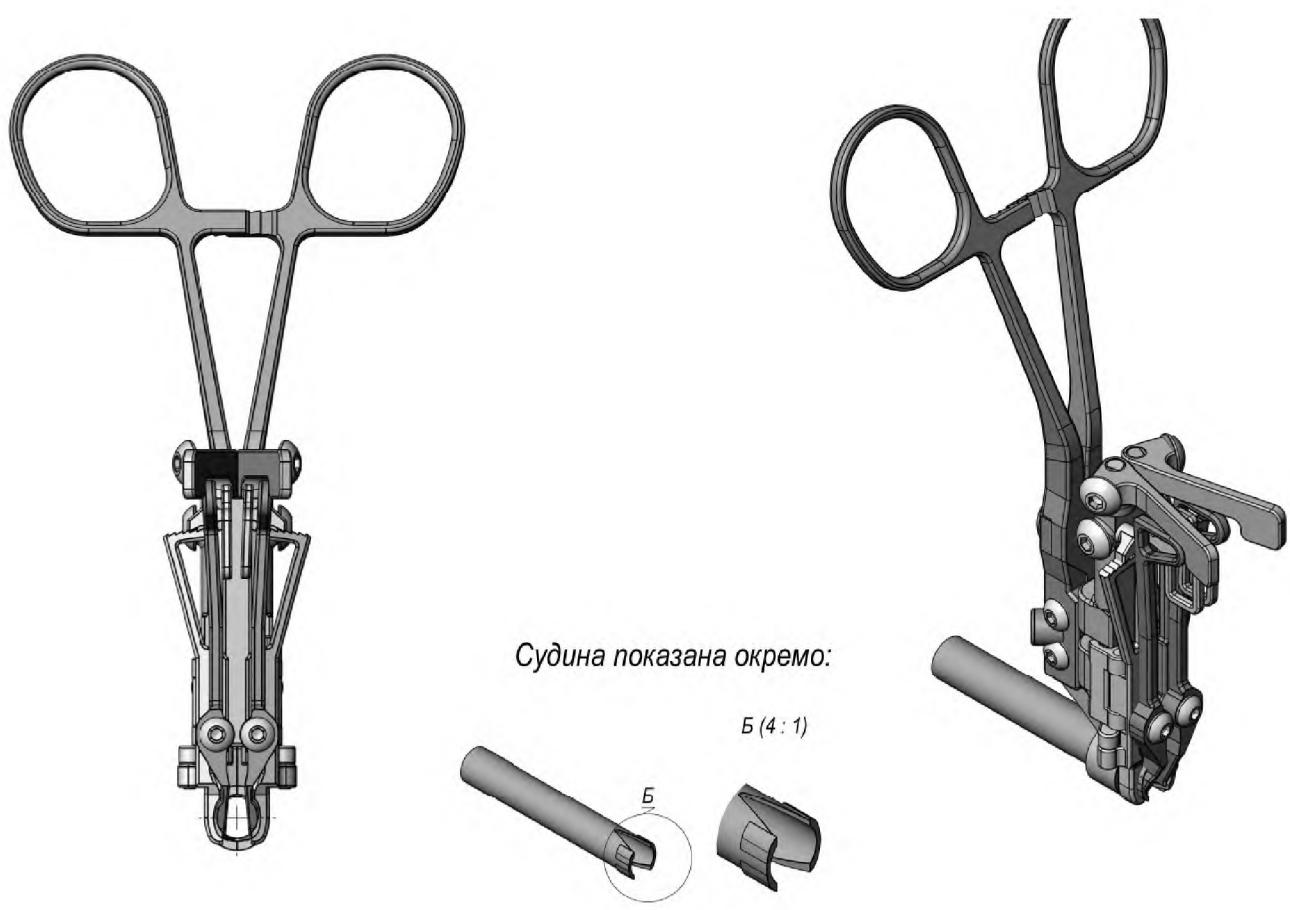


Рис. 1.2.3

Крок 3. Вигортання судини.

З'єднуємо за допомогою замка типу ластівковий хвіст електродозатискачі 5 з корпусом 1 (рис. 1.2.4 і рис. 1.1.5). Перед повним затисканням просовуємо судину між електродами.

Відпускаємо гвинти 9. Повертаємо рукоятки 6. Завдяки кулісно-ричажному механізму відбувається вигортання судини і її манжетування на електроді. Затискаємо гвинти 9 і фіксуємо інструмент разом із судиною у вигорнутому положенні.

Таким самим чином, виконуючи крок за кроком вказані дії, чинимо з іншою кінцівкою судини.

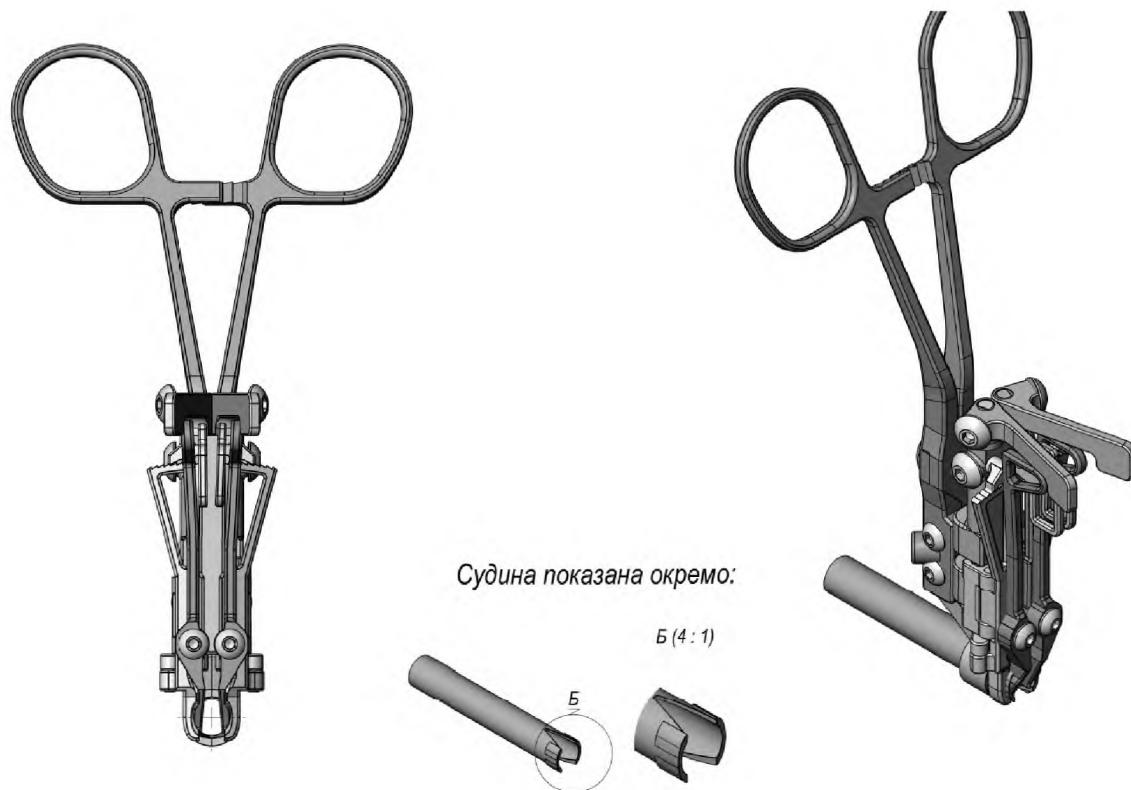


Рис. 1.2.4

Після того, як усі підготовчі дії закінчено, судини заманжетовані та зафіковані на роз'ємних частинах інструменту. Збираємо інструмент повністю за допомогою з'єднувальної діелектричної планки 2, тrimача 3, та гвинтів 4. Перед повним затягування гвинтів 4, потрібно звести та стиснути кінці судин, манжетованих на електроди. (рис. 1.1.1-1.1.3)

Потім доожної половини інструменту під'єднують дроти (рис. 1.1.4)

Потім включають зварювальний струм і виконують з'єднання кінців судини по усьому контуру їх поперечного перетину.

Після закінчення процесу зварювання розкривають електродозатискачі 2 і обережно відокремлюють їх від корпусу 1. Потім відпускають собачку з храповим замком 7 і розтикають притискачі 4 і затискачі 5, чим звільняємо кінці (манжети) судин.

Інструмент виводять з операційного поля.

1.3 Аналіз недоліків

В результаті експериментального дослідження процесу електрозварювального з'єднання судин для планового, оперативного анастомозу судин та бойових ушкоджень учасників АТО і ООС, було виготовлено експериментальний зразок інструменту та джерело живлення для електрозварювального з'єднання судин, придатні до клінічного використання.

Були проведені клінічні випробування виготовленого інструменту і джерела живлення. Розроблений інструмент є перспективним і дуже наблизив нас до поставленої мети, але на превеликий жаль, зварне з'єднання судини, виконане за допомогою розробленого інструменту і джерела живлення, має низьку міцність і поки що не придатне до клінічного використання.

Також процес вигортання судини, і її манжетування на електроди - не є стабільним і дуже сильно залежить від діаметру та конкретних характеристик використуваної судини. Так досить часто трапляється недостатнє покриття поверхнею судини електроду та пропуски в місцях надрізу.

Практичне використання інструменту виявилося доволі складним та потребує зусиль мінімум двох людей. Сама конструкція є достатньо складною: містить багато рухомих деталей та потребує спеціальної підготовки та навичок роботи з ним.

2. Виготовлення джерела живлення для електрозварювального з'єднання судин

2.1 Принципові схеми

Стисло нагадаємо, що складовими частинами апаратури для зварювання кровоносних судин являються: хірургічний мікрозварювальний інструмент і зварювальний блок живлення з кабелем для підключення хірургічного мікрозварювального інструменту.

В операційній судинного хірургічного відділення дефіцит місця в робочій зоні пред'являє жорсткі вимоги до габаритних характеристик апаратури. Тому однією з вимог до розробки зварювального блока живлення являється забезпечення малих габаритів, а довжина живлючого кабелю повинна складати не менше 1,5 м.

Зварювальне джерело живлення призначене для застосування у медичній хірургічній практиці при зварюванні судин пацієнтів.

Електроагулятор високочастотний зварювальний складається з вхідного блока, блока живлення, інвертора, перетворювача схеми зворотного зв'язку, системи керування. Він має мікропроцесор програмування, який підключений до системи керування, і здійснює передачу запрограмованих параметрів при зварюванні живих тканин.



Рис. 2.1.1 Структурна схема джерела живлення

Джерело живлення призначене для виробництва високочастотної енергії, регульованою за заданою програмою і в часі за допомогою органів індикації і управління, розташованих на лицьовій панелі джерела.

Джерело живлення містить наступні функціональні вузли:

А1 - блок живлення;

А2 - схема управління і контролю процесу зварювання;

А3 - силовий блок з високочастотним генератором (ВГЧ);

А4 - панель індикації і управління.

Джерело живлення автоматично виконує цикл зварювання судин при натисканні ножкої педалі.

Плата А1 складається з наступних функціональних вузлів:

- вхідний фільтр мережі 220В і випрямляч змінної напруги;
- силовий перетворювач постійної напруги 310В в постійну напругу 100В, а також гальванічна розв'язка від мережі змінного струму 220В;
- допоміжне джерело низьковольтного живлення виробляє стабілізовані напруги живлення + 5В, + 15В, -12В;

Вхідна змінна напруга 220В, 50Гц надходить на вхідний каскад імпульсного перетворювача напруги - на мережевий фільтр. Цей вузол призначений для придушення перешкод, що виникають в промисловій мережі змінного струму і проникає на вхід даного джерела живлення. У напрямку від даного джерела живлення в мережу розповсюджуються перешкоди, вироблені самим перетворювачем і частково імпульсними пристроями електронної схеми. Перешкода такого роду є кондуктивною, тобто може поширюватися в проводах мережі живлення і по провідникам вторинного живлення джерела. Перешкоди, що поширюються по дротах, можуть бути симетричними і несиметричними. Так як заздалегідь вид перешкоди передбачити важко, то схема фільтра будеться в розрахунку на придушення обох видів перешкод.

До виходу мережевого фільтра підключається випрямляч, виконаний за двонапівперіодною схемою. Навантаженням випрямляча є напівмостовий

підсилювач потужності основного високочастотного перетворювача напруги первинної мережі і малопотужна схема допоміжного джерела.

Допоміжне джерело виконано на контролері TNY256. Під вторинну ланцюг допоміжного джерела включена схема лінійних параметричних стабілізаторів для формування напруг +5 В, +15 В, -12В, що забезпечує живлення елементів джерела живлення.

Для гальванічної розв'язки з вторинними напругами живлення до підсилювача потужності підключена двоканальна оптопара HCPL2531. Імпульсна напруга з вторинної обмотки трансформатора надходить на блок випрямлячів. Регулювання і підстроювання номіналу вторинного напруги здійснюється за допомогою системи зворотного зв'язку, вхід якої підключений до виходів блоку фільтрів.

Для управління роботою підсилювача потужності в колі зворотного зв'язку застосований каскад широтно-імпульсного модулятора тривалості імпульсів збудження. Після порівняння надходження сигналу з еталонним рівнем, ШІМ каскад формує сигнали про збільшення надходження енергії у вторинний ланцюг або про її скорочення. Відповідно до цього проводиться модуляція тривалості імпульсів, які через узгоджувальний каскад, що підсилює їх, подаються на вхідні кола підсилювача потужності.

Вплив на ШІМ регулятор виявляється не тільки при зміні вторинних напруг в межах діапазону регулювання, відповідного нормальній роботі, але і в разі виникнення екстреної ситуації (неконтрольованого збільшення або зниження напруги на навантаженні). Ключова СІП впливає на ШІМ модулятор, блокуючи його роботу в разі виникнення аномальних процесів в ланцюзі навантаження. Також є можливість управляти роботою ШІМ перетворювача з боку основного контролера на платі A2.

Для прискорення розрядки фільтруючих конденсаторів при виключенні блоку живлення введений ланцюг U11A, VT1, R16, R17 - при виключенні силового джерела включається транзистор VT1 і через резистори R16, R17 розряджає конденсатори.

- Плата А2 складається з наступних функціональних вузлів:
- схема управління високочастотним генератором;
 - схема контролю параметрів зварювального струму і напруги;
 - інтерфейс зв'язку з панеллю керування і індикації;

В якості керуючого контролера застосований STM32F334 - цей мікроконтролер має в складі периферії спеціалізовані вузли для управління імпульсними джерелами живлення - високочастотний таймер з декількома каналами, а також аналого-цифровий перетворювач. За рахунок цього вдалося істотно спростити схемотехніку плати. Фактично всі функціональні вузли зосереджені в периферії мікроконтролера, а ланцюга узгодження спрощені до повторювачів. При цьому таке спрощення схемотехніки не тільки не погіршує характеристики управління, а так як уся обробка відбувається програмно - є можливість при необхідності змінювати поведінку джерела живлення в досить широких межах.

Через роз'єм X2 з плати А3 надходять сигнали зворотного зв'язку по струму і напрузі зварювального струму, за допомогою діодів VD4..VD9 обмежується максимальна амплітуда сигналу на рівні близько 2В. Далі ці сигнали через повторювачі U1A, U1B надходять на входи аналого-цифрового перетворювача контролера. Через роз'єм X5 виходи управління високочастотним комутатором надходять на плату А3.

Роз'єм X1 призначений для управління платою А4 індикації і управління.

Через роз'єм X6 на плату надходять живлять напруги, в подальшому з якого інтегральним стабілізатором U3 виходить необхідне для живлення мікроконтролера напруга 3,3 В.

Роз'єм X4 призначений для програмування і налагодження мікроконтролера U2 при виробництві.

Плата А3 складається з наступних функціональних вузлів:

- драйвери затвора польових транзисторів з вхідним підсилювачем-формувачем;
- силові ключі і трансформатор;
- схема контролю параметрів зварювального струму;

Для виконання автоматичного циклу зварювання судин необхідно контролювати величину зварювального струму і напруги. Для цього на платі високочастотного генератора в ланцюзі протікання зварювального струму розміщений струмовий трансформатор T2 і додаткова обмотка на силовому трансформаторі T1 для отримання значення напруги з ланцюгами узгодження, випрямлення і фільтрації сигналу. Так як в кінці циклу зварювання опір ланцюга змінюється, що свідчить про завершення процесів, на підставі значень напруги і струму мікроконтролер A2:U2 розраховує значення опору і припиняє цикл зварювання.

З роз'єму X2 від плати управління A2 надходять сигнали управління ключами високочастотного комутатора, які посилюються за допомогою мікросхеми U2. Далі сигнал надходить на драйвери ключів нижнього і верхнього рівнів U1, U3, до яких підключені транзистори VT1..VT4, які включенні за схемою повного моста. У діагональ моста включена обмотка трансформатора T1, який забезпечує гальванічну розв'язку інструменту, знижує напругу на електродах до необхідного рівня, а також надає значення напруги на інструменті. У вихідний ланцюг також включений трансформатор струму для отримання значення зварювального струму. На підставі значень зварювального струму і напруги, мікроконтролер на платі управління має можливість розрахувати опір і потужність для проведення автоматичного циклу зварювання. Для безпеки і виключення непередбачених ситуацій, інструмент підключається тільки на час проведення циклу зварювання за допомогою реле P1. Сигнали зворотного зв'язку по струму і напрузі попередньо випрямляються, фільтруються і передаються на плату управління A2 через роз'єм X4.

Плата А4 складається з наступних функціональних вузлів:

- мікроконтролер управління коштами індикації та контролю;
- індикатор стану приладу;
- лінія зв'язку з блоком А2.

Панель індикації та управління виконана на мікроконтролері ATMega328P. Мікроконтролер U1 управляє триразрядні семісегментним індикатором DS1, індикаторним світлодіодом VD1 і звуковипромінювачем LS1, а також обробляє сигнал початку зварювання від ножної педалі підключеної до гнізда X1. З'єднання мікроконтролера панелі з контролером на платі А2 здійснюється через роз'єм X2 зі схемою гальванічної розв'язки сигналних ліній.

Роз'єм X3 служить для внутрішньосхемного програмування мікроконтролера U1.

Детальні креслення принципових схем джерела живлення див. у **Додатку Б.**

2.2. 3D моделі та креслення корпусу

Нагадаємо, що при розробці корпусу джерела живлення для електрозварювального з'єднання судин, ми виходили з функціонального дизайну. Тому вибір пав на класичний прямокутний металевий корпус з основи та кришки і передньої пластикової панелі. (Рис. 2.2.1 - 2.2.7). По обидва боки корпусу розташовані заглиблені ручки для переноски пристрою. Пристрій потрібно встановлювати на жорсткій поверхні. Знизу він має чотири опори. Шнур живлення підключається до роз'єму С13 конектора живлення, що розташований на задній стінці пристрою, конектор оснащений вимикачем та запобіжниками. Всередині корпусу розташовано 4 електронні плати, одна з плат приєднана до передньої панелі і слугує також інтерфейсом для відображення інформації. Плати закріплені на стойках висотою 15 мм, як для запобігання пробою на корпус, так і гарного охолодження. Дно корпусу має розгалужену сітку перфорації для потрапляння свіжого повітря, а на задній стінці пристрою розташовані 2 потужні і водночас дуже тихі вентилятори, які видувають нагріте повітря за межі корпусу. Верхня кришка для більшої жорсткості оснащена трьома ребрами жорсткості. Кришка з'єднується з основою за допомогою гвинтів, а передня пластикова панель за допомогою шурупів. Зверху передня панель покрита інформативною наліпкою, на якій відображені функціонал розміщених на панелі керування елементів.

Детальні креслення корпусу джерела живлення див. у **Додатку В.**

Керівництво з експлуатації джерела живлення див. **Додаток Г.**

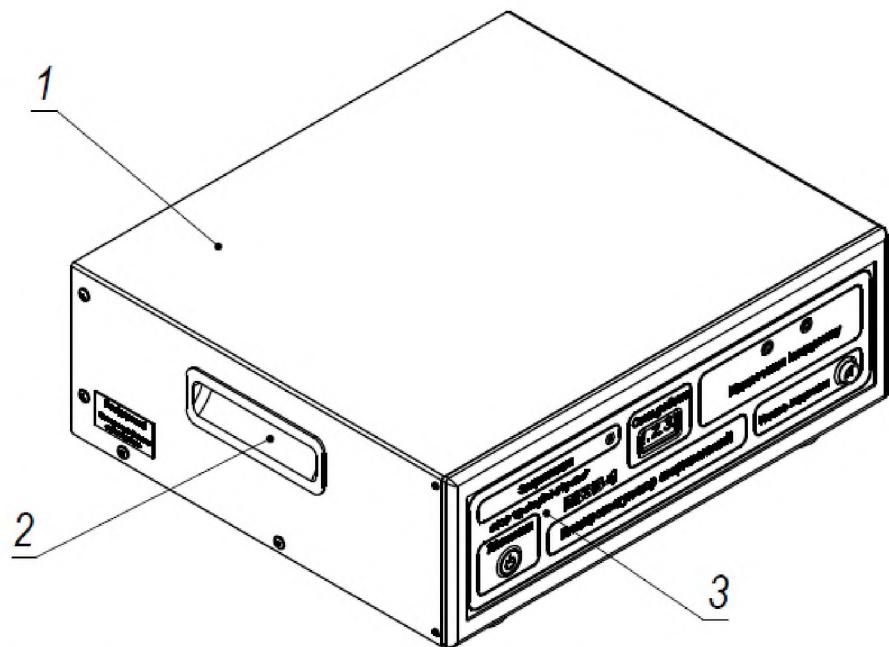


Рис. 2.2.1 Загальний вигляд джерела живлення

- 1- Кришка
- 2- Ручка
- 3- Панель керування

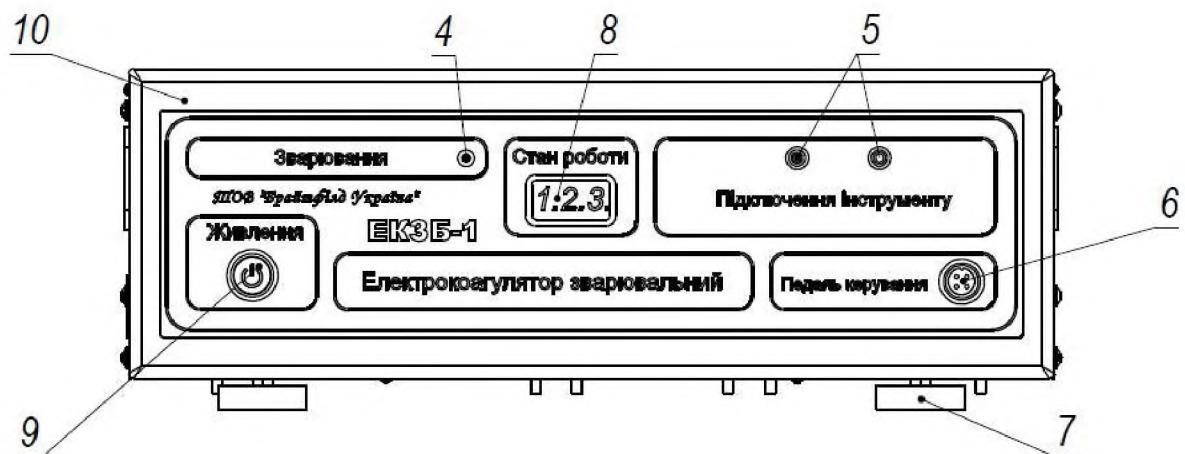


Рис. 2.2.2 Панель керування джерела живлення

- 4- Світлодіод
- 5- Роз'єми підключення зварюального інструменту
- 6- Роз'єм підключення виносної педалі керування
- 7- Опора
- 8- Семисегментний індикатор
- 9- Кнопка включення/виключення живлення пристрою
- 10- Панель керування

З умовно знятою верхньою кришкою

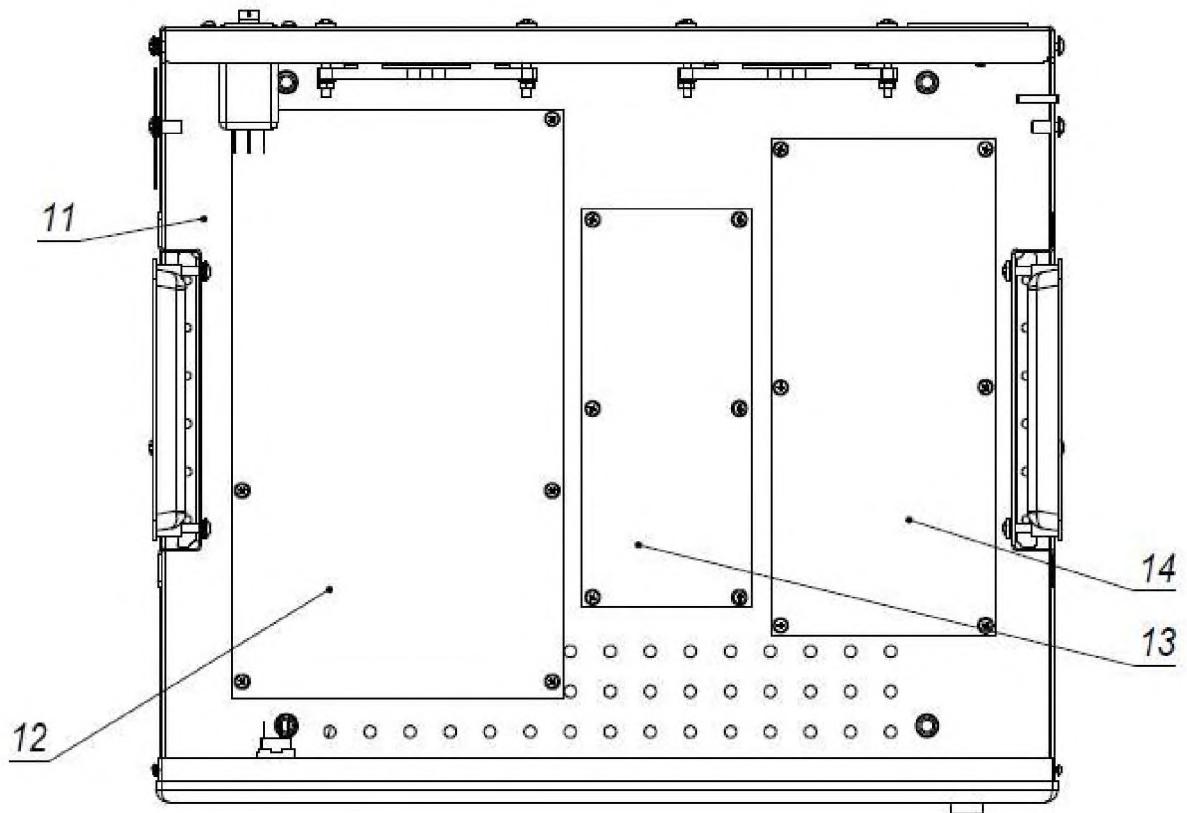


Рис. 2.2.3 Всередині пристрою (верхня кришка знята)

- 11- Корпус
- 12- Плата А1. Блок живлення
- 13- Плата А2. Керування і контролю процесу зварювання
- 14- Плата А3. Силовий блок з високочастотним генератором

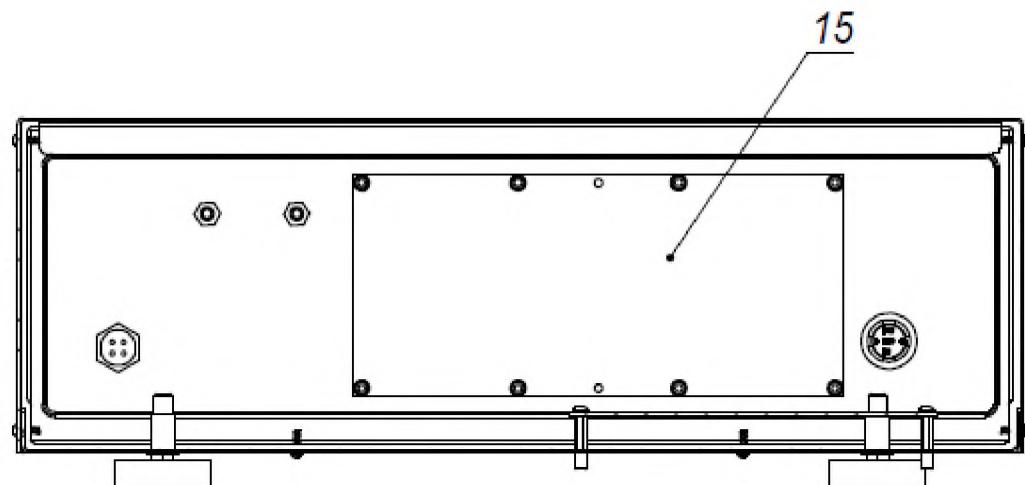


Рис. 2.2.4 Вид на панель керування зсередини

15 – Плата А4. Панель індикації і управління

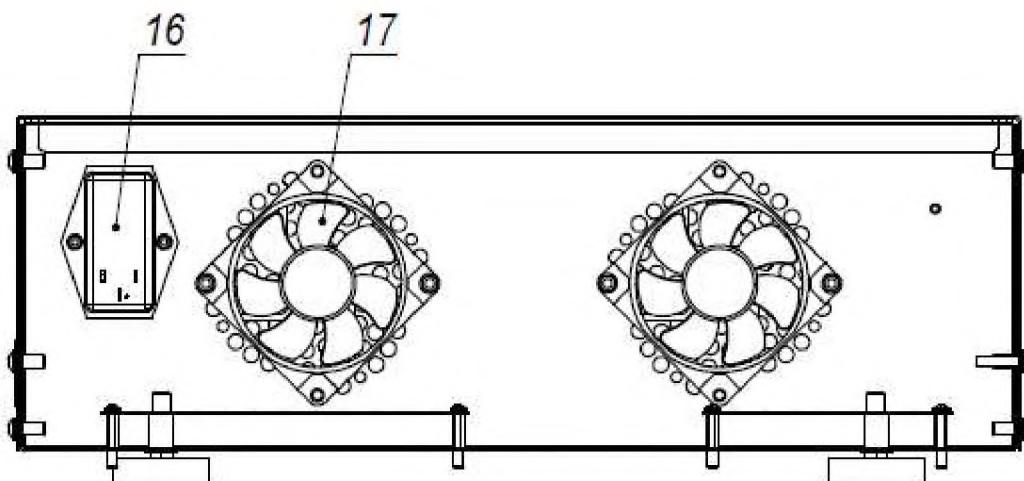


Рис. 2.2.5 Вид на задню стінку корпусу зсередини

16- Роз'єм для підключення живлення

17- Вентилятори охолодження

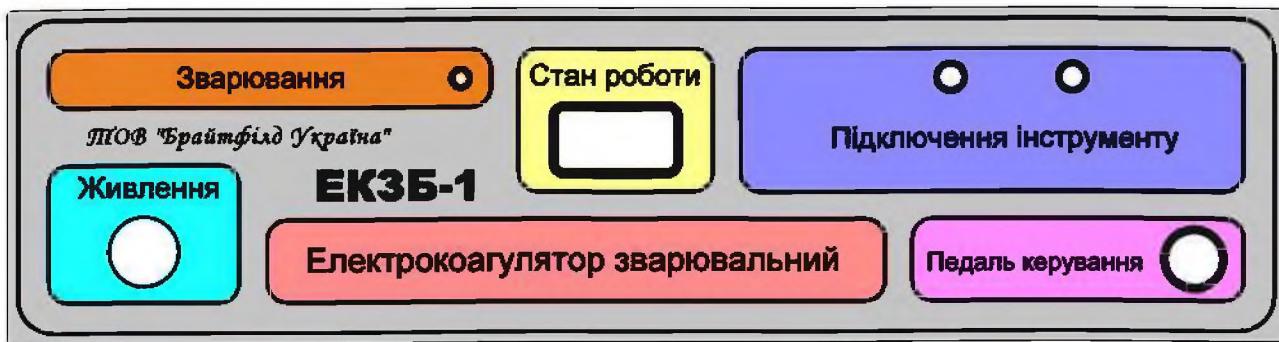


Рис. 2.2.6 Інформативна наліпка на панель керування



Рис. 2.2.7 Фотореалістичне відтворення зовнішнього вигляду джерела живлення для електрозварювального з'єднання судин

3. Стан отримання патенту на корисну модель «Захват-маніпулятор для фрагмента судини»

Під час роботи над пристроєм для автоматизованого електрозварювального з'єднання судин з'явилося багато ідей щодо реалізацій окремих вузлів інструмента та способів виконання допоміжних операцій: фіксація, манжетування судини тощо.

Тому такі ідеї було вирішено запатентувати і подати заявку на патент.

На даний час вже отримане позитивне рішення від ДП «Український інститут промислової власності» і отримано патент.

Він детально представлений в **Додатку Д.**

ВИСНОВКИ

В результаті експериментального дослідження процесу електрозварювального з'єднання судин для планового, оперативного анастомозу судин та бойових ушкоджень учасників АТО і ООС, було виготовлено металевий експериментальний зразок інструменту придатний до клінічного використання. Інструмент спроектовано так, що він має комбіновану конструкцію: елементи для тримання і манжетування судини та зварювальний електродний вузол суміщені в єдиному інструменті тощо. Також для зручності манжетування інструмент легко розділяється на 2 частини, що дозволяє незалежно одна від одної, зманжетувати кожну кінцевіку судини на електрод (необмежуючи себе у рухах), а потім зібрати інструмент в єдине ціле і виконати електрозварювальне з'єднання.

Також по розробленій конструкторській документації було виготовлено джерело живлення для електрозварювального з'єднання судин, придатне до клінічного використання.

Були проведені клінічні випробування виготовленого інструменту і джерела живлення. Розроблений інструмент є перспективним і дуже наблизив нас до поставленої мети, але на превеликий жаль, зварне з'єднання судини, виконане за допомогою розробленого інструменту і джерела живлення, має низьку міцність і поки що не придатне до клінічного використання.

Також процес вигортання судини, і її манжетування на електроди - не є стабільним і дуже сильно залежить від діаметру та конкретних характеристик використуваної судини. Так досить часто трапляється недостатнє покриття поверхнею судини електроду та пропуски в місцях надрізу.

Практичне використання інструменту виявилося доволі складним та потребує зусиль мінімум двох людей. Сама конструкція є достатньо складною: містить багато рухомих деталей та потребує спеціальної підготовки та навичок роботи з ним.

Але в результаті проведених клінічних випробувань були зібрані дуже цікаві дані та результати випробувань. Проаналізовано недоліки конструкцій, підходів та шляхи їх вирішення.

Тому процес створення клінічного інструменту потребує подальших досліджень та виготовлення нових експериментальних зразків інструменту.

Також під час роботи над пристроєм для автоматизованого електрозварювального з'єднання судин з'явилось багато ідей щодо реалізації окремих вузлів інструмента та способів виконання допоміжних операцій: фіксація, манжетування судини тощо.

Тому такі ідеї було вирішено запатентувати і подати заявку на патент.

На даний час вже отримане позитивне рішення від ДП «Український інститут промислової власності» і отримано патент.

Перелік джерел посилань

1. Hershey F.B. Calnan C.H. *Atlas of vascular surgery.* -St.Louise: C.V. Mosby Co., 1967.
2. Carell A. *La technique operatoire des anastomoses vasculaires et la transplantation des viscères.* -Lyon Medical, 1962, 98 , p.859-864
3. Guthrie C.C. *Blood Vessel Surgery and its Applications,* 1912. -Reprinted by University of Pittsburg Press, 1959
4. Cobbett J.R. *Small vessel anastomosis.* – British Journal of Plastic Surgery, 1967, 20, p.16-20
5. O'Brien B.U., Henderson P.N., Crock G.W. *Metallized microstructures.* – Med. J. Aust., 1970, vol.1, N14, p.717-719
6. Choze M.D., Schwartz S.I., Bob C. *A technique of small artery anastomosis.* -Surg., Gynec., Obstet., 1963, vol. 116, N 3, p. 381-384
7. Белоусов А.Е., Ткаченко С.С. *Микрохирургия в травматологии.* -Л.: Медицина, 1988. -224с.
8. O'Brien B. *Microvascular Reconstructive Surgery.* Churchill Livingstone. Edinburgh, London and New York, 1977
9. Payr E. *Zur Zitkularen Vereinigung Von Blutgefassen mit resorbierberen Prothesen.* – Arch.Klin.Chisr., 1904, Bd62, p.14-21
10. Донецкий Д.А. Новый способ циркулярного сосудистого шва. -Экспериментальная хирургия, 1956, №1, с.53-59
11. Wang W., Chang T-S and Sun Y-L. *Basic techniques and operative methods in microsurgery.* – Principles, Techniques and Applications in Microsurgery. Singapore: World Publishing Co., 1986
12. Pair E. *Bertraige zur Technik der Blutgefass und Nervennaht ne st Mittheilungen über die Verwindung eines resorbibaren Metalles in der Chirurgie.* – Archiv fur Klinische Chirurgie, 1900, N 62, p.67
13. Nakayama K., Tamiya T., Yamamoto K., Akimoto K. *A simple new apparatus for small vessel anastomosis (free autograft of sigmoid included).* – Surgery, 1962, 52, p.918
14. Coleman D.J., Timmons M.J. *Non-suture external cuff techniques for microvascular anastomosis.* – British journal of Plastic Surgery, 1989, N42, p.550-555
15. Healey J., Clark R., Gallager H. *Non-suture repair of blood vessels.* – Annales Surgery, 1962, v.156, p.817-826
16. Коваль Д.Н. *Бесшовное соединение сосудов.* – В кн.: Материалы 1 республиканской

- научной конференции по применению полимеров в хирургии. Киев, 1965, с. 98-99
17. Sachs E., Erbengi A., Margolis C., Wilson D. Fatality from ruptured infracranial aneurysm after coating with methyl-2-cyanacrylate. -J. Neurosurg., 1966, v.24, p.889-891
 18. Matsumoto T., Pani K. Closure of gastrointestinal perforation with cyanoacrylate tissue adhesive. -Arch.Surg., 1967 v. 94, p.184-186
 19. Jacobson J., Moody R., Kusserow B., Reich T., Wang M. Tissue response to a plastic adhesive use in combination with microsurgical technique in reconstruction of small arteries. – Surgery, 1966, v.60, p.379-387
 20. Мезяццев В.Ф. Применение нового цианоакрилатного клея в сосудистой хирургии. – Клиническая хирургия, 1968, №1, с. 49-55
 21. Гудов В.Ф. Новый способ соединения кровеносных сосудов. -М.: Медгиз, 1950, -96с.
 22. Андросов П.И. Опыт оперативного лечения травматических аневризм с применением механического шва сосудосшивающим аппаратом. – Хирургия, 1954, №9, с.62-66
 23. Sigel B., Acevedo F.J. Vein anastomosis by electro-coaptive union. -Surg. Forum, 1962, vol. 13, p.233-235
 24. Sigel B., Acevedo F.J. Electro-coaptive union of blood vesles: a preliminary experimental study. -J.Surg., Res., 1963, vol. 3, N1, p.90-96
 25. Sigel B., Dunn M.R. The mechanism of blood vessels closure by high-frequency electrocoagulation. -Surg. Gynecol. Obstet., 1965, vol. 121, p. 823-831
 26. Sigel B., Hatke F., Dunn M.R. Electrocoaptatation of small blood vessels. – In: Microvascular Surgery. R. Donaghy (Ed.). Stuttgart, Thieme, 1967, p. 58-63
 27. Wintermantel E. The thermic vascular anastomosis. A new nonsuture method. – Acta neurochirurgica, 1981, 56, p.5-24
 28. Strully K.J., Yank W.Z., Bronx N.G. The effect of laser on blood vessel wall: a method of non-occlusive vascular anastomosis. -In: Micro-vascular surgery. Stuutgart, 1967, p. 135-137
 29. Jain K.K., Gorisch W. Repair of small blood vessels with neodymium-YAG laser. – Vasc. Surg., 1983, vol. 17, №4, p.240-243
 30. Jain K.K. Sutureless end-to-side microvascular anastomosis using neodym-YAG laser. - Surgery, 1979, vol.85, N6, p. 684-688
 31. Купч А.Я., Червяков В.А., Раубишко Б.Н. и др. Применение лазера в создании экстраинтракраниального микроанастомоза (экспериментальные и клинические данные) – Современные проблемы нейрохирургии. Каунасс, 1983, вып. 2, с. 145-147
 32. Виткус К., Канапенас Р., Клиmas В. и др. – Применение лазеров в народном хозяйстве. М., 1985, с.182

33. Скobelkin O.K., Brekhov E.I., Litvin G.D. and others. Coagulation of vessels with the help of laser coagulation. - *Хирургия*, 1987, №3, p.71-74
34. Pokrovskiy A.B., Sakher X.M., Savina T.B. and others. - Non-sutured joining of lymphatic and venous vessels with the help of CO₂ laser with a flexible optical fiber in the experiment and in the clinic. - *Вестник хирургии*, 1990, №9
35. Fraizer O.H., Painvin B.A., Morris J.R., Thomsen S., Neblett C.R. Laser – assisted microvascular anastomoses: Angiographic and anatomopathologic studies on growing microvascular anastomoses. Preliminary report – *Surgery*, 1985, vol. 97, N5, p.585-589
36. Baxter T.M., O'Brien B. McC., Henderson P.V., Bennet R.C. The histopathology of small vessels following microvascular repair. *British Journal of Surgery*, 1972, 59, p.617-622
37. Poole J.C.F., Sanders A.G., Florey H.W. Further observation in the regeneration of aorta endothelium in the rabbit/ - *Journal of Pathology and Bacteriology*, 1959, 77, p.637
38. Nomura Y. The ultra – structure of the pseudo intima lining synthetic arterial grafts in the canine aorta with special reference to the origin of the endothelial cell. - *Journal of cardiovascular Surgery*, 1970, 11, p.282-291
39. Лениндже А. Биохимия. – М.: Мир, 1976, 256 с.
40. Acland R.D. Signs of patency in small vessels anastomosis/ - *Surgery*, 1972, vol. 72, N5, p.744-748
41. <http://valleylab.com/product/es/>.
42. <http://www.ethicon.com/emea/ua/healthcare-professionals/>.
43. [http://www.klsmartin.com/products/electrosurgery/..](http://www.klsmartin.com/products/electrosurgery/>.)
44. <http://www.erbe-med.com/de/medical-technology/public/Products/Electrosurgery>.
45. <http://nii-prikladnoi-elektroniki.uaprom.net/>.
46. Первый опыт применения высокочастотной электросварочной технологии в трансплантации почки / А. С. Никоненко, С. Н. Завгородний, Н. Н. Поляков и др. // Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., Киев, 30 нояб. 2012 г. / Под ред. Г. С. Marinского. — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2012. — С. 27.
47. Первый опыт применения высокочастотной электросварочной технологии в трансплантации почки / А. С. Никоненко, С. Н. Завгородний, Н. Н. Поляков и др. // Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., Киев, 30 нояб. 2012 г. / Под ред. Г. С. Marinского. — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2012. — С. 27.
48. Бондарь Г. В. Расширение показаний к применению электросварочного комплекса мягких тканей в онкохирургии // Сварка мягких живых тканей. Современное

- состояние и перспективы развития: Материалы Шестого междунар. семинара, Киев, 2-3 дек. 2011 г. — Киев: ИЭС им. Е. О. Патона, 2011. — С. 58.
49. Тарнавский Д. В., Чумиков А. А. Эффективность использования ВЧ-электросваривания при кастрации козлов, баранов и бычков в условиях УНПК ЮФ НУБиП Украины «КАТУ» // Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., Киев, 30 нояб. 2012 г. / Под ред. Г. С. Маринского. — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2012. — С. 51.
50. Новые направления исследований в области сварки живых мягких тканей: Материалы Пятого междунар. семинара, 26-27 нояб. 2010 г., г. Киев / Под ред. О. Н. Ивановой. — Киев: ИЭС им. Е. О. Патона, 2010. — 62 с.
51. Сварка мягких живых тканей. Современное состояние и перспективы развития: Материалы Шестого междунар. семинара / Под ред. О. Н. Ивановой. — Киев: ИЭС им. Е. О. Патона, 2011. — 60 с.
52. Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., 30 нояб. 2012 г., г. Киев / Под ред. Г. С. Маринского. — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2012. — 52 с.
53. <http://www.zvarka.org/>.
54. <http://www.erbe.ru/produktsiya/vessel-sealing/>.
55. Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия. Атлас / Под ред. Б. Е. Патона и О. Н. Ивановой. — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2009 — 200 с.
56. Новое оборудование ИЭС им. Е.О. Патона для сварки живых тканей / Г. С. Маринский, А. В. Чернец, В. А. Ткаченко, С. Е. Подпрятов // Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., Киев, 30 нояб. 2012 г. / Под. ред. Г. С. Маринского. — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2012. — С. 42.
57. Пат. 72577U Україна, МПК A 61 B 18/12. Електроагулятор високочастотний зварювальний ЕКВЗ-300 / Б. Є Патон, Г. С. Маринський, С. Є. Подпрятов та ін. — Заявл. 24.01.2012; Опубл. 27.08.2012, Бюл. № 16.
58. Косаковский А. Л., Косаковская И. А., Семенов Р. Г. Биполярные электроинструменты для высокочастотной электросварки биологических тканей ЛОР-органов // Новые направления исследований в области сварки живых мягких тканей: Материалы Пятого междунар. семинара, Киев, 26-27 нояб. 2010 г. / Под ред. О. Н. Ивановой. — Киев: ИЭС им. Е. О. Патона, 2010. — С. 56.
59. Структура електрозварного шва як основа нового розвитку хірургії / С. Є. Подпрятов,

- С. Г. Гичка, С. С. Подпрятов та ін. // Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., Киев, 30 нояб. 2012 г. / Под ред. Г. С. Маринского — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2012. — С. 45.
60. Влияние высокочастотной электрохирургической сварки на функциональную устойчивость структуры биологических тканей / А. А. Вазина, Н. Ф. Ланина, Г. С. Маринский и др. // Сварка мягких живых тканей. Современное состояние и перспективы развития: Материалы Шестого междунар. Семинара, Киев, 2-3 дек. 2011 г. / Под ред. О. Н. Ивановой — Киев: ИЭС им. Е. О. Патона, 2011. — С. 53.
61. Заявка 201209185. Способ з'єднання біологічних тканин людей і тварин з використанням високочастотного струму / Б. Є. Патон, В. А. Ткаченко, Г. С. Маринський та ін. — Опубл. 26.07.2012. 146 10-11/2013
62. Эффективность выполнения позадилобковой простатэктомии / А. В. Витренко, С. Е. Подпрятов, С. Г. Гичка и др. // Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., Киев, 30 нояб. 2012 г. / Под ред. Г. С. Маринского. — Киев: Междунар. Ассоциация «Сварка», 2012. — С. 36.
63. Деякі перспективи використання високочастотного електrozварювання в кардіохірургії / І. В. Крівцун, Г. С. Маринський, О. В. Чернець та ін. // Міжнар. мед. Форум 2012: Наук.-практ. конф. «Результати впровадження в медичну практику технологій загального і локального термічного впливу на організм людини», Київ, 25 верес. 2012 р. — К.: ІЕЗ ім. Є. О. Патона, 2012. — С. 239.
64. Пат. 80729U Україна. Біполлярний електрохіургічний інструмент (електроніж) для високочастотної електрохіургії / В. А. Васильченко, Г. С. Маринський, О. В. Чернець та ін. — Заявл. 14.12.2012; Опубл. 10.06.2012, Бюл. № 11.
65. Пасечникова Н. В., Науменко В. А., Уманец Н. Н. Экспериментальное обоснование возможности применения высокочастотной электросварки биологических тканей в витреоретинальной хирургии // Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., Киев, 30 нояб. 2012 г. / Под ред. Г. С. Маринского — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2012. — С. 22.
66. Ультраструктурные изменения в тканях орбиты при энуклеации глазного яблока с использованием высоко-частотной электросварки биологических тканей / Н. В. Пасечникова, В. А. Науменко, А. П. Малецкий и др. // Там же. — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2012. — С. 44.

67. Пасечникова Н. В., Науменко В. А., Уманец Н. Н. Наш опыт применения способа высокочастотной электросварки биологических тканей в ходе эндовитреальных вмешательств // Сварка мягких живых тканей. Современное состояние и перспективы развития: Материалы Шестого междунар. семинара, Киев, 2-3 дек. 2011 г. / Под ред. О. Н. Ивановой — Киев: ИЭС им. Е. О. Патона, 2011. — С. 24.
68. Пат. 23204 Україна, МПК А 61 В 17/00. Спосіб безлігатурного з'єднання дефектів м'яких живих тканин / Б. Є. Патон, І. В. Крівцун, В. С. Гвоздецький та ін. — Заявл. 28.12.2006; Опубл. 10.06.2007, Бюл.№ 6.
69. Пат. 32900 Україна, МПК А 61 В 17/22. Спосіб санації гнійно-септичних вогнищ підшлункової залози / Ю. О. Фурманов, І. В.Хомяк, В. С. Гвоздецький та ін. — Заявл. 28.12.2006; Опубл. 10.06.2007, Бюл.№ 6.
70. Пат. 20479/ЗУ/11 Україна, МПК А 61 М 11/00, А 61 Н 5/00. Термоструменевий хірургічний інструмент / Б. Є. Патон, І. В. Крівцун, І. Ю. Худецький та ін. — Заявл. 23.05.2011; Опубл. 07.11.2011.
71. Пат. 70151 Україна, МПК А 61 М 11/00. Спосіб здійснення хірургічних операцій / І. А. Сухін, І. В. Крівцун, І. Ю. Худецький та ін. — Заявл. 29.11.2011; Опубл. 25.05.2012.
72. Пат. 30372 Україна, МПК А 61 В 18/04. Спосіб лікування вогнепальних ран / Б. Є. Патон, В. С. Гвоздецький, Ю. О. Фурманов та ін. — Заявл. 25.10.2007; Опубл. 25.02.2008, Бюл. № 4.
73. Usage of portable thermo-spray device for treatment of wounds contaminated by microbes / I. Khudetskyy, I. Krivtsun, V. Gvozdetsky, J. Furmanov // Counteraction to chemical and biological terrorism in east european countries. – Dordrexht: Springer, 2009. — P.303–308.
74. Подальший розвиток апаратури для зупинки кровотечі, обробки і лікування інфікованих ран високотемпературним потоком / І. Ю. Худецький, І. В. Кривцун, В. Г. Терехов та ін. // Клінічна хірургія. — 2010. — № 7. — С. 53–55.
75. Дослідження впливу на паренхіматозні органи високотемпературних способів розсічення та коагуляції тканин в експерименті / І. А. Сухін, І. Ю. Худецький, С. Г. Качан, О. М. Білиловець // Там само. — 2012. — № 1. — С. 76–78.
76. Contactless convection-infrared technology to thermal surgery / I. Khudetskyy, I. Krivtsun, J. Furmanov, I. Suchin // Proc. of the special forum & exhibition on best of eastfor eastern partnership: Challenges and opportunities for collaboration European Union–Poland–Eastern Europe Countries, Warsaw, 28-30 Nov. 2011; Poland and 4th Intern. science and technology days Poland-East, Bialowieza, 12-14 Apr. 2011. — Bialystok: ORGMASZ, 2012. — P. 37–47.

77. Моноблоочное использование аппаратов высокочастотной электрической сварки биологических тканей и пневмо-термокоагуляции в хирургии / И. А. Сухин, С. Г. Качан, А. Н. Билиловец и др. // Клінічна хірургія. — 2011. — № 5. — С. 48.
78. Перспективы дальнейшего развития многофункциональной и специализированной термохирургической аппаратуры / И. В. Кривцун, И. Ю. Худецкий, И. А. Сухин и др. // Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., Киев, 30 нояб. 2012 г. / Под ред. Г. С. Marinского. — Киев: Междунар. Ассоциация «Сварка», 2012. — С. 48.
79. Creating innovative equipment and technology for the specialized care in cardiology, orthopedics, dentistry and maxillofacial surgery / I. Krivtsun, I. Khudetskyy, R. Kamalov et al. // Materials 6th Intern. forum on innovative technologies for medicine ITMED 2012, Bialystok, 21-23 Nov. 2012. — Bialystok: Innovative Eastern Poland assoc., 2012. — P. 39.
80. Комплексні електротермохіургічні технології, апаратура та інструменти для стоматології та щелепно-лицевої хірургії / І. Ю. Худецький, Р. Х. Камалов, В. О. Пономаренко та ін. // Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., Киев, 30 нояб. 2012 г. / Под ред. Г. С. Marinского — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2012. — С. 49. __