



УКРАЇНА

(19) UA (11) 65193 (13) U
(51) МПК (2011.01)
A61M 11/00
A61N 5/00

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

ОПИС
ДО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) ТЕРМОСТРУМЕНЕВИЙ ХІРУРГІЧНИЙ ІНСТРУМЕНТ

1

2

(21) u201106458

(22) 23.05.2011

(24) 25.11.2011

(46) 25.11.2011, Бюл.№ 22, 2011 р.

(72) ПАТОН БОРИС ЄВГЕНОВИЧ, КРІВЦУН ІГОР ВІТАЛІЙОВИЧ, ХУДЕЦЬКИЙ ІГОР ЮЛІАНОВИЧ, МАСАЛОВ ДМИТРО ВОЛОДИМИРОВИЧ, МОСКАЛЕНКО ВОЛОДИМИР КОСТЯНТИНОВИЧ, НЕСТЕРОВА ОЛЕНА ІВАНІВНА, ПЕТУХОВ ВОЛОДИМИР ОЛЕКСІЙОВИЧ, ШЕЛЕСТ МИКОЛА АНТОНОВИЧ, АБДУЛАХ ВАЛЕРІЙ МИХАЙЛОВИЧ, ФУРМАНОВ ЮРІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ, СУХІН ІГОР АНАТОЛІЙОВИЧ, СОТНІКОВ ОЛЕКСАНДР ВАСИЛЬОВИЧ, НОВГОРОДСЬКА ЛАРИСА ОЛЕКСАНДРІВНА

(73) ІНСТИТУТ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ІМ. Є.О.ПАТОНА НАЦІОНАЛЬНОЇ АКАДЕМІЇ НАУК УКРАЇНИ

(57) 1. Термоструменевий хірургічний інструмент, до складу якого входить маніпулятор, який за допомогою гнучкого шланга сполучений із сервісним блоком, що містить компресор та джерело живлення, при цьому маніпулятор має форму трубки, у внутрішній порожнині якої співвісно встановлений вузол нагрівання робочого повітряного потоку,

який відрізняється тим, що вузол нагрівання робочого повітряного потоку суміщений з термодатчиком і розташований разом з ним в керамічній трубці, котра уміщена в металеву трубку, у якій виконані отвори для проходження повітря від компресора і яка за допомогою центраторів зафіксована в порожнині захисної металевої трубки, закріпленої в рукоятці з можливістю осьового пересування, при цьому до вузла нагрівання припаяні струмовідводи, які приєднані до джерела живлення і разом з кінцями термодатчика, який сполучений з розташованим в сервісному блоці мікроконтролером, що має введену програму підтримання режиму робочих параметрів повітряного потоку, пропущені по гнучкому шлангу, який одним кінцем за допомогою роз'єму насаджений на рукоятку, а другим за допомогою такого ж роз'єму під'єднаний до сервісного блока, при цьому всередині кожного роз'єму виконаний отвір для проходження повітря від компресора.

2. Термоструменевий хірургічний інструмент за п. 1, який відрізняється тим, що в порожнині металевої трубки встановлений фіксатор обмеження просування керамічної трубки вглибину металевої трубки.

Корисна модель належить до медицини і може бути використана при лікуванні та обробці поверхонь ран м'яких тканин при різноманітних патологічних процесах загальної хірургії, травматології, онкології, урології, нейрохірургії тощо. Найбільш поширеного застосування вона матиме в галузі військово-польової хірургії, зокрема, при лікуванні вогнепальних ран, а також при операціях на паренхіматозних органах.

Максимальне скорочення терміну надання хворому медичної допомоги та профілактика можливих інфекційних ускладнень є важливим моментом у лікуванні ран різноманітного походження. Особливо актуальним це є у випадках, котрі потребують невідкладного втручання, наприклад, при дорожньо-транспортних аваріях, у разі вогнепальних поранень, стихійного лиха тощо. Такі ситуації вимагають наявності у медичного персоналу мобі-

льного, легкого, компактного і водночас порівняно недорогого та надійного медичного устаткування, здатного забезпечити зниження некробіотичних процесів та можливість регенерації тканин, які формують поверхню ран. У цьому ракурсі в останній час активно удосконалюються існуючі та розробляються нові методики та відповідні медичні засоби. На сьогоднішній день серед широкого масиву технічних медичних засобів, здатних забезпечити знезараження ран і зупинку кровотечі, найбільш поширеного застосування набули ті, котрі спричиняють термічний вплив на поверхню рани. При цьому джерела такого впливу досить різноманітні: це може бути високотемпературна плазма, лазер, магнітне поле, постійний або змінний електричний струм тощо.

Так, застосування одного з видів високотемпературних джерел - плазмового струменю для

(19) UA (11) 65193 (13) U

виконання операцій по розсіканню біологічних тканин та коагуляції поверхонь ран втілене в установці-плазмотроні, що має назву „Плазмамед” (Б.Е. Патон, В.С. Гвоздецкий, В.И. Драновский и др. „Плазменный хирургический комплекс ”Плазмамед”, журнал "Автоматическая сварка", № 1,2000 г., с. 46-48). Установка (комплекс) має сервісний блок, маніпулятори, кабелі електроживлення. Всередині сервісного блоку розташована система зберігання і подачі плазмоутворюючого газу-аргону, модуль водяного охолодження плазмотрону та система перетворювання і управління. Подача аргону може здійснюватися як від двох вмонтованих балонів місткістю по 5 л, так і від зовнішнього балону. Модуль водяного охолодження виконаний у вигляді циркуляційного контуру з радіаторами для відведення тепла в навколишнє середовище.

Навіть з наведеного вище неповного переліку основних функціональних вузлів, які входять до складу цієї установки, видно, що в цілому вона є доволі громіздкою та обтяженою конструктивно. До того ж проведення операцій із її застосуванням можливе виключно в приміщенні клініки, тому при необхідності надання невідкладної допомоги травмованій людині безпосередньо на місці поранення в місцях, далеких від медичних закладів, застосувати цю установку не можна.

Подібний плазмотрон описаний в патенті РФ № 2234881 (МПК⁷: А61В 18/04, опубл. 27.08.2004). Його основними конструктивними елементами є катодний вузол з каналами для подачі плазмоутворюючого газу в зону горіння електричної дуги, вольфрамовий електрод та цанга для його фіксації, канал формування плазмового струменю, ручка та трубка для подачі охолоджуючої води до катодного вузла. В якості плазмоутворюючого газу в плазмотроні використовується аргон або гелій.

Не дивлячись на те, що у порівнянні з вищеписаним цей плазмотрон має набагато менші габарити, область застосування його є досить обмеженою. Так, через високу температуру плазмового потоку має місце значна глибина термічного ураження та карбонізація тканин, тому обробка ран є доволі травматичним процесом, через що суттєво подовжується термін їх загоювання. До того ж робота плазмотрону можлива тільки в умовах операційного приміщення, де є можливість встановлення джерел плазмоутворюючого газу - балонів з аргонем чи гелієм.

Коагуляція тканин так званним "холодноплазмовим" факелом із одночасним забезпеченням анестетичного ефекту здійснюється також за допомогою пристрою, описаного в патенті РФ № 2100013С1 (МПК⁶: А61В 18/39, опубл.27.12.1997). Пристрій містить газодинамічний блок, плазмотрон та джерело живлення, до складу якого входить генератор високочастотного змінного струму та високочастотний трансформаторний перетворювач, виконаний з низьковольтної та високовольтної секцій. Холодноплазмовий факел витікає з кінця голчастого електроду, з'єданого з виводом високовольтної секції високочастотного трансформаторного перетворювача.

Цей пристрій, як і вищезгаданий, також конструктивно ускладнений і може бути застосований виключно в умовах медичного закладу, тому що розрахований лише на живлення енергією мережі змінного струму, до того ж він споживає її в значній кількості, через що пристрій є економічно не вигідним для широкого застосування.

Відомий медичний пристрій - термокоагулятор, за допомогою якого здійснюють коагуляцію біотканини ламінарним струменем гарячого повітря, що нагрівається при проходженні через розміщений в повітряному каналі термокоагулятора нагрівальний елемент („Остановка паренхиматозного кровотечення при операціях на печені", В.А. Вишневский, Р.З. Икрамов, Т.В. Саввина и др., журнал „Хирургия", № 1,1989 г., с. 102-104, изд-во „Медицина", Москва). В процесі операції ламінарний потік нагрітого повітря виходить з каналу спеціальної насадки - „дюзи", яку закріплюють на вихідному каналі корпусу термокоагулятора. Для обробки поверхонь різної величини передбачений набір змінних дюз різного діаметру, форми та довжини.

Головним недоліком цього інструменту є те, що при зміні умов проведення операції кожного разу потрібно застосовувати відповідну нову дюзу. Очевидно, що окрім певних незручностей, які виникають під час заміни дюзи, завжди існуватиме вірогідність порушення умов герметичності в зоні прикріплення дюзи до вихідного каналу корпусу термокоагулятора, а це обов'язково позначиться на умовах ламінарності повітряного струменю, і в кінцевому підсумку - на результаті проведеної операції.

Термоструменевий хірургічний інструмент, в основу роботи якого закладена дія на біологічну тканину потоку плазми, що генерується з навколишнього повітря, описаний в патенті РФ № 2183946 (МПК⁷: А61В 18/04, опубл. 27.06.2002). Цей інструмент забезпечує коагуляцію і стерилізацію тканин, їх розріз плазмовим потоком, а також лікування ран, виразок, судинної патології та запальних процесів. Він застосовується в якості плазмового скальпеля та коагулятора, крім цього за його допомогою видаляються уражені частини органів та розсікаються спайки між петлями кишечника та очеревину.

Перелічені можливості описаного інструменту є його безумовними достоїнствами, головним з яких є те, що він може застосовуватись у воєннопольових умовах. Але разом з тим він має цілий ряд недоліків, які звужують експлуатаційні можливості та сферу його застосування, причому у тих же воєннопольових умовах. До таких недоліків, перш за все, слід віднести складність конструкції інструменту - в ньому зосереджена велика кількість вузлів та елементів, і окрім того, він оснащений складною та розгалуженою водоохолоджувальною системою. В умовах клініки ця система може бути приєднаною до стаціонарної водопровідної мережі, а от у польових умовах її функціонування можливе лише за наявності автономного блоку водоохолодження, що, безумовно, є фактором, який надає інструменту додаткової громіздкості, ваги та незручності у користуванні, особливо з

урахуванням того, що водоохолоджувальна система розміщена в маніпуляторі. Очевидно, що це створює істотне фізичне навантаження для хірурга при користуванні маніпулятором впродовж дня.

Як найближчий аналог корисної моделі прийнятий термоструменевий хірургічний інструмент, до складу якого входить маніпулятор, який за допомогою гнучкого шланга сполучений із сервісним блоком, що містить компресор та джерело живлення, при цьому маніпулятор має форму трубки, у внутрішній порожнині якої співвісно встановлений вузол нагрівання робочого повітряного потоку (патент РФ № 2183474С1 (МПК⁷: А61М 11/00, опубл. 20.06.2002).

Робота інструменту заснована на забезпеченні термічного впливу на біологічну тканину газової суміші, яка містить оксид азоту. В переважній більшості для генерації останнього використовується атмосферне повітря, яке за допомогою компресора подається в міжелектродний проміжок стаціонарного дугового розряду. Слід зазначити, що імпульсний розряд високої напруги, який в робочому режимі інструмента стимулює підпалення дуги між катодом та анодом, "відбирає" на себе значну частину потужності джерела живлення, що є причиною швидкого вичерпання ресурсу останнього та негативно позначається на рентабельності інструменту. В цілому він споживає надто багато електроенергії, що потребує оснащення інструменту високопотужними джерелами енергії, а це в багатьох випадках (наприклад, в воєнно-польових умовах) може бути вкрай проблематичним.

До недоліків термоструменевому інструменту слід також віднести складність його конструктивного виконання та високу вартість основних функціональних вузлів. Так, наприклад, анод виконаний із олов'яної бронзи, катод - з матеріалу хімічних елементів підгрупи титану (гафнію), інструмент має багато малих деталей, складну електричну схему управління і таку ж складну систему підведення повітря та гідравлічну систему охолодження, до того ж для забезпечення ефективною роботи інструменту це охолодження потрібно здійснювати сумішшю дистильованої води та етилового спирту. Перелічені недоліки є причиною того, що при доволі високій собівартості інструмент має низький показник ресурсоспроможності. Крім того, його ергономічні характеристики також є незадовільними, тому що не вкладаються в перелік класичних ергономічних показників, які характеризують будь-який хірургічний інструмент, до яких, перш за все, відноситься зручність у маніпулюванні, компактність, невеликі габарити та вага.

Наявність в термоструменевому інструменті складних електро-гідро-газових систем (шлангів) є причиною того, що процес його стерилізації пов'язаний з певними складностями. Очевидно, що стерилізацію маніпулятора потрібно здійснювати більш ретельно і набагато частіше, ніж згадані шланги, і на практиці перед кожним операційним процесом маніпулятор спочатку потрібно від'єднувати від всіх комутуючих пристроїв (роз'ємів), які пов'язують його зі шлангами, а потім стерилізувати, після чого за допомогою тих же роз'ємів знову

від'єднувати до шлангів. Такий процес є досить незручним.

Але найбільш вагомим недоліком відомого термоструменевому інструменту є те, що він не має гнучкої системи регулювання динаміки та параметрів повітряного потоку, який взаємодіє з біологічною тканиною. Температура потоку та його робочі параметри визначаються і повністю залежать від конструктивних особливостей і просторової орієнтації численних отворів та каналів, крізь які потік проходить на шляху від дугового проміжку до вихідного каналу маніпулятора. Форма та розміри цих отворів і каналів є сталими для побудови термоструменевому інструменту і теоретично встановлені таким чином, щоб газовий потік надходив з вихідного каналу охолодженим до температури, рівень якої завчасно визначений. Іншими словами, конструкція відомого інструменту розрахована на роботу в практично ідеальних умовах, без урахування особливостей кожного етапу хірургічної операції та імовірності виникнення тих чи інших збоїв або ж непередбачених змін умов її проведення, котрі часто мають місце на практиці і потребують негайної корекції параметрів повітряного потоку. Але через те, що у відомому інструменті визначення температури повітряного потоку на виході вузла нагрівання взагалі не передбачене, корекція, як така, є просто неможливою.

В основу корисної моделі поставлена задача - створення конструктивно спрощеного, малогабаритного, дешевого та високоефективного в роботі термоструменевому хірургічному інструменту шляхом удосконалення конструктивної побудови його основних робочих вузлів, зокрема, шляхом суміщення вузла нагрівання з термодатчиком, сполучення його з мікроконтролером, який працює згідно введеної програми підтримання режиму робочих параметрів повітряного потоку, виконання в металевій трубці отворів для проходження повітря, уміщення струмовідводів та кінців термодатчика в один шланг та приєднання останнього до рукоятки маніпулятора і сервісного блоку за допомогою однакових роз'ємів з отворами для проходження повітря, в результаті чого при роботі інструменту забезпечується зворотний зв'язок по температурі потоку повітря на зрізі маніпулятора і тим самим досягається можливість регулювання повітряного потоку, що проходить через інструмент, та автоматичного підтримання його оптимальної температури впродовж операції незалежно від об'єму повітря, яке подається, спрощується конструкція інструменту і тим самим зменшуються його габаритні розміри та вага, підвищується його рентабельність, знижуються енерговитрати при його експлуатації, забезпечується можливість легкої стерилізації робочого органу (маніпулятора) та спрощується процес підключення до систем забезпечення роботи інструменту.

Поставлена задача вирішується за рахунок того, що в термоструменевому хірургічному інструменті, до складу якого входить маніпулятор, який за допомогою гнучкого шланга сполучений із сервісним блоком, що містить компресор та джерело живлення, при цьому маніпулятор має форму трубки, у внутрішній порожнині якої співвісно встано-

влений вузол нагрівання робочого повітряного потоку, згідно запропонованої корисної моделі, вузол нагрівання робочого повітряного потоку суміщений з термодатчиком і розташований разом з ним в керамічній трубці, котра уміщена в металеву трубку, у якій виконані отвори для проходження повітря від компресора і яка за допомогою центраторів зафіксована в порожнині захисної металевої трубки, закріпленої в рукоятці з можливістю осьового пересування, при цьому до вузла нагрівання припаяні струмовідводи, які приєднані до джерела живлення і разом з кінцями термодатчика, який сполучений з розташованим в сервісному блоці мікроконтролером, що має введену програму підтримання режиму робочих параметрів повітряного потоку, пропущені по гнучкому шлангу, який одним кінцем за допомогою роз'єму насаджений на рукоятку, а другим за допомогою такого ж роз'єму під'єднаний до сервісного блоку, при цьому всередині кожного роз'єму виконаний отвір для проходження повітря від компресора. В порожнині металевої трубки термоструменевого інструменту встановлений фіксатор обмеження просування керамічної трубки вглибину металевої трубки.

Ознаки, які відрізняють запропонований термоструменевий інструмент від ознак медичного устаткування подібного призначення, обумовлюють вказаний вище технічний результат, який досягається в процесі використання цього інструменту.

Так, приєднання термодатчика (термопар) до вузла нагрівання термоструменевого інструменту надає можливість відслідковувати температуру повітряного потоку на виході маніпулятора впродовж всього операційного процесу і при потребі корегувати його параметри до рівня оптимальних для кожної конкретної операції, здатних забезпечити потрібний лікувальний ефект. Оптимальні параметри, про які йдеться мова, обумовлені завчасно розробленим програмним забезпеченням, за яким працює вбудований в сервісний блок мікроконтролер, з котрим сполучений термодатчик. (В запропонованій конструкції термоструменевого інструменту сервісний блок, до якого, як було вказано вище, входить компресор та джерело живлення, по-суті являє собою поєднання блоку живлення, керування та індикації, тому в подальшому він згадуватиметься як "блок живлення, керування та індикації"). Будь-які зміни температури потоку повітря одразу ж уловлюються термодатчиком і фіксуються мікроконтролером. Останній, завдяки зворотному зв'язку з термодатчиком, порівнює одержані дані з оптимальними, заданими хірургом, для кожного конкретного випадку, і видає відповідну команду щодо зміни температури повітряного потоку та підтримання її на оптимальному рівні незалежно від об'єму повітря, яке подається. Вся інформація, яка має відношення до операційного процесу, відображається за допомогою цифрового засобу, який разом з мікроконтролером входить до складу блоку живлення, керування та індикації. Очевидно, що жоден із розглянутих вище медичних інструментів, в тому числі і представлений в найближчому аналозі, не здатен забезпечити такого плавного регулювання робочих параметрів і

підтримання їх на потрібному рівні до кінця операції.

Згідно корисної моделі, в робочій тонкостінній металевій трубці, в якій розташована керамічна трубка з вузлом нагрівання, виконані отвори для проходження повітря. Позитивним результатом цього є те, що повітряний потік, який надходить по гнучкому шлангу від компресора, проходячи через отвори, розділяється на два окремих потоки, один з яких надходить до вузла нагрівання і, власне, є робочим повітряним потоком, а другий, оминаючи робочу металеву трубку, потрапляє в зазор між робочою металевією та захисною трубками і спрямовується до вихідного отвору маніпулятора, виконуючи роль охолоджувача. Таким чином, завдяки розподілу у такий спосіб повітряного потоку на дві самостійні складові відпадає необхідність оснащення інструменту окремим шлангом підведення повітря до вузла нагрівання та шлангом підведення охолоджувача інструменту, як це має місце у відомому винаході. Це дозволяє суттєво спростити, а, значить, і здешевити конструкцію термоструменевого інструменту та зробити його набагато легшим і зручнішим при маніпулюванні, що є особливо важливим моментом у разі застосування інструменту поза межами лікувальних закладів.

Додатковим фактором, який також свідчить на користь спрощення конструктивного виконання інструменту, є уміщення струмовідводів та кінців термопар в одному шлангу та приєднання останнього до рукоятки маніпулятора і сервісного блоку за допомогою однакових роз'ємів. Наявність на кінцях шлангу однакових роз'ємів забезпечує його симетричність, а це означає, що такий шланг можна однаково легко під'єднати будь-яким кінцем як до рукоятки маніпулятора, так і до блоку живлення, керування та індикації. Це надає йому зручності у користуванні, яка є вкрай важливою в екстремальних ситуаціях, які потребують оперативності на швидкості налагодження інструменту на робочий режим.

А завдяки тому, що у згаданих роз'ємах виконані отвори, повітря від компресора може вільно проходити через них по гнучкому шлангу і далі - до отворів металевої трубки. Таким чином, запропонований інструмент, на відміну від відомого, оснащений лише одним шлангом, котрий легко знімається, легко поєднується і зосереджує в собі елементи управління електро- та пневмозабезпечення термоструменевого інструменту. Це дозволяє уникнути необхідності оснащення інструменту додатковими сполучними елементами, як це має місце у більшості випадків, де, як правило, по одному шлангу підводиться потік робочого газу, по другому - струмопроводи, а по третьому - охолоджувач. Крім того, за цих умов знижується матеріалоемісність та вага інструменту.

Відмітною ознакою інструменту є також закріплення захисної металевої трубки в рукоятці з можливістю осьового пересування. При такій формі закріплення за потребою (наприклад, при ендоскопічних операціях, для здійснення яких потрібно застосовувати інструментарій якомога меншого діаметру), захисну трубку можна зняти, при цьому

вивільнений від неї маніпулятор в подальшому легко позиціонується в ендоскопічній трубці. Таким чином, таке „нестандартне“ закріплення трубки розширює сферу застосування інструменту.

В запропонованій конструкції термоструменевого інструмента тонкостінна металева трубка зафіксована в порожнині захисної трубки за допомогою центраторів, крім цього, в порожнині самої металевої трубки встановлений фіксатор, який обмежує просування керамічної трубки з вузлом нагрівання вглибину металевої трубки. Очевидно, що і центратор, і фіксатор є запобіжниками, котрі забезпечують стійке положення основних конструктивних елементів термоструменевого інструменту, а, значить, підвищують надійність та термін його експлуатації.

Запропонований термоструменевий інструмент представлений на кресленні, де зображено:

- на фіг. 1 - зовнішній вигляд інструменту;
- на фіг. 2 - маніпулятор інструменту у розрізі;
- на фіг. 3 - роз'єм інструменту у розрізі (вид Б).

До складу інструменту (фіг. 1) входить маніпулятор 1, закріплений в рукоятці 2, яка за допомогою комутуючого елемента - роз'єму 3 під'єднана до гнучкого шланга 4, котрий за допомогою такого ж роз'єму 3 сполучений із блоком 5 живлення, керування та індикації. В блоці 5 розміщений компресор, джерело живлення, плата мікроконтролера та цифровий засіб візуалізації інформації (на кресленнях не показані). Маніпулятор 1 має форму трубки (фіг. 2), у внутрішній порожнині якої співвісно встановлений вузол 6 нагрівання робочого повітряного потоку, який суміщений з термодатчиком (термопарою) 7 і розташований разом з ним в керамічній трубці 8, котра уміщена в тонкостінну металеву трубку 9. В трубці 9 виконані отвори А, по яких повітря від компресора надходить в порожнину маніпулятора 1, розподіляється на два окремі потоки. Тонкостінна трубка 9 за допомогою центраторів 10 зафіксована в порожнині захисної металевої трубки 11, при цьому остання закріплена в рукоятці 2 рухомо, з можливістю осьового пересування. До вузла нагрівання 6 припаяні струмовідводи 12, які приєднані до джерела живлення і разом з кінцями термодатчика пропущені по гнучкому шлангу 4. Всередині кожного роз'єму 3 виконаний отвір В (фіг. 3) для проходження повітря від компресора. Для запобігання просування керамічної трубки 8 вглибину тонкостінної металевої трубки 9 встановлений фіксатор 13 (фіг. 2).

Робота інструменту:

В основі роботи запропонованого хірургічного термоструменевого інструменту лежить бактерицидний і коагуляційний ефект струменя повітря, нагрітого до необхідної температури. Робота починається з одночасного увімкнення компресора та вузла нагрівання 6. По гнучкому шлангу 4 повітря від компресора через отвори В роз'ємів 3 надходить до маніпулятора 1, де через отвори А, виконані в тонкостінній металевій трубці 9, розподіляється на два потоки, один з яких потрапляє до вузла нагрівання 6, нагрівається і виходить з вихідного каналу маніпулятора у вигляді сфокусованого потоку. Другий потік, пройшовши крізь

отвори А, потрапляє у зазор між трубками 9 і 11, і, омиваючи та охолоджуючи їх, також виходить через вихідний канал маніпулятора.

Температурний рівень повітряного потоку визначається терморегулятором 7, сполученим з мікроконтролером, який сприймає та оброблює одержану з терморегулятора інформацію і надсилає до блоку управління потрібні установчі та корегуючі команди згідно введеної програми. Ця програма розрахована на підтримання потрібного режиму робочих параметрів повітряного потоку впродовж операційного процесу на оптимальному рівні, за командою хірурга в залежності від характеру конкретної хірургічної маніпуляції.

Так, при включенні термоструменевого інструменту потрібно у мінімально короткий термін підготувати його до стану „робочої готовності“, тобто скоротити часовий проміжок між вмиканням інструменту і одержанням на його виході повітряного потоку потрібної для проведення хірургічних маніпуляцій температури. Для цього мікроконтролер, згідно введеної програми та параметрів, заданих хірургом, надсилає до блоку управління відповідні команди на встановлення напруги, при якій вузол нагрівання дуже швидко розігрівається до робочої температури. Цей швидкоплинний розігрів вузла нагрівання супроводжується зменшенням повітряного потоку, до величин, передбачених програмою. В момент, коли повітряний потік досягне відповідної для цього початкового етапу температури, напруга (а, значить, і температура нагрівального елемента) знижується, а потік повітря зростає до величини, оптимальної для кожного конкретного випадку. В подальшому програма переходить в режим підтримання і корекції потрібних робочих параметрів впродовж виконання конкретної маніпуляції. При включенні термоструменевого інструменту мікроконтролер вмикає програму для більш швидкого охолодження його до безпечної температури. Вона передбачає припинення подачі напруги на нагрівальний елемент та підтримує роботу компресора під контролем термодатчика.

Запропонований термоструменевий інструмент є одним із найбільш ефективних та доступних за вартістю серед усього масиву подібних медичних пристроїв, котрі сприяють термічним впливам на біологічні тканини. Він здатен забезпечити формування струменя повітря з необхідною температурою при мінімальному споживанні енергії від джерела живлення. Цей інструмент забезпечує зупинку кровотечі в рані та одночасну її санацію від мікробного забруднення.

Важливим достоїнством розробленого термоструменевого інструменту є те, що попередньо оброблена з його допомогою поверхня рани в подальшому може підлягати розрізанню скальпелем без ризику виникнення кровотечі. Це дозволяє не тільки суттєво розширювати сферу застосування інструменту при виконанні різноманітних хірургічних операцій, а і у значній мірі знизити втрати крові та полегшити стан пацієнта.

Слід зазначити, що запропонований інструмент, який є набагато дешевшим та конструктивно простішим у порівнянні з подібними, має загальну вагу разом з системою управління біля 2,5 кг, що є

цілком прийнятним для роботи в польових умовах. Для його роботи не потрібно використовувати спеціальні гази (аргон чи гелій), тому він перш за все може бути рекомендованим для широкого впровадження при проведенні операцій по обробці та лікуванні вогнепальних ран у воєнно-польових умовах.

Конкретний приклад виконання операції.

Пацієнт М., 38 років госпіталізований з діагнозом при поступленні - політравма в результаті ДТП: рвана рана стегна розміром 12×8 см, глибиною близько 2 см; сильна кровотеча з поверхні рани та ушкоджених судин в рані; закрита травма живота; ушкодження печінки; внутрішньочеревна кровотеча.

В ході операції після лапаротомії була встановлена наявність розриву лівої долі печінки та паренхіматозна кровотеча з печінки.

Була проведена хірургічна обробка країв рани печінки. Зупинка кровотечі з паренхіми печінки здійснювалась із застосуванням термоструменевого інструменту подачею маніпулятором розігрітого повітряного потоку в зону гемостазу. Для цього хірургом на блоці живлення, керування та індикації були встановлені оптимальні параметри

для зупинки кровотечі з паренхіми печінки, зокрема, температура потоку на зрізі маніпулятора - 400 °С, витрата повітря - 4 л/хв. Після зупинки кровотечі черевна порожнина була ушита відповідно до вимог протоколу хірургічної операції і проведена її санація, для чого хірургом на блоці живлення, керування та індикації була встановлена температура 200 °С та витрата повітря 8 л/хв.

Після завершення операції на органах черевної порожнини була проведена санація рани стегна та зупинка кровотечі з капілярів та дрібних судин в рані, які здійснювались при встановленні хірургом на блоці живлення, керування та індикації температури повітряного потоку 300 °С та витрат повітря 8 л/хв. По закінченні обробки були виявлені джерела кровотечі судин діаметром 1-3 мм. Зупинка їх кровотечі була здійснена потоком повітря температурою 500 °С при витраті повітря 2 л/хв.

В процесі видужування пацієнта було встановлено, що кровотеча з рани печінки не відновлювалась, а такі ускладнення, як абсцес чи перитоніт, були відсутні. Ушита рана в результаті лапаротомії загоїлась первинним натягом. Рана стегна загоїлась без нагноєнь.



