



(19) **UA** ⁽¹¹⁾ **56 183** ⁽¹³⁾ **C2**
(51)МПК ⁷ **A 61B 18/12, B 23K 10/00**

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
УКРАИНЫ

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ УКРАИНЫ

(21), (22) Заявка: 99031609, 23.03.1999

(24) Дата начала действия патента: 15.05.2003

(46) Дата публикации: 15.05.2003

(72) Изобретатель:

Сергийчук Борис Васильевич, UA,
Котелевец Николай Савич, UA,
Драновский Владимир Иосифович, UA,
Доброгорский Виктор Антонович, UA

(73) Патентовладелец:

Государственное конструкторское бюро
"Южное" им. М.К. Янгеля, UA

(54) ПЛАЗМЕННЫЙ ХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТ

(57) Реферат:

Плазменный хирургический инструмент состоит из основного и промежуточного анодов, катода и корпуса с каналами подвода плазмообразующего газа и охлаждающей воды. Сопло в основном аноде выполнено в виде нескольких, как минимум, трех равномерно расположенных по окружности отверстий одинакового диаметра и одинаково наклоненных к продольной оси корпуса под острым углом с ограничением по минимальному и максимальному размерам. На наружной поверхности основного анода в виде конуса

выполнена образующая, представляющая собой продолжение линии контура отверстий и расположенная на наименьшем расстоянии от продольной оси корпуса.

Официальный бюлетень "Промышленная собственность". Книга 1 "Изобретения, полезные модели, топографии интегральных микросхем", 2003, N 5, 15.05.2003. Государственный департамент интеллектуальной собственности Министерства образования и науки Украины.



(19) **UA** (11) **56 183** (13) **C2**
(51) Int. Cl.⁷ **A 61B 18/12, B 23K 10/00**

MINISTRY OF EDUCATION AND SCIENCE OF
UKRAINE

STATE DEPARTMENT OF INTELLECTUAL
PROPERTY

(12) **DESCRIPTION OF PATENT OF UKRAINE FOR INVENTION**

(21), (22) Application: 99031609, 23.03.1999

(24) Effective date for property rights: 15.05.2003

(46) Publication date: 15.05.2003

(72) Inventor:

Sergiichuk Borys Vasyliovych, UA,
Kotelevets Mykola Savych, UA,
Dranovskyi Volodymyr Yosypovych, UA,
Dobrogorskyi Viktor Antonovych, UA

(73) Proprietor:

M.K. Yanhel State Design Department
"Yuzhnoie" ("Southern"), UA

(54) **SURGICAL INSTRUMENT EMPLOYING PLASMA**

(57) Abstract:

The surgical instrument employing plasma consists of the main and intermediary anodes, the cathode, and the housing containing the inlet canals for plasma-generating gas and the cooling water. The nozzle in the main anode is designed as at least three openings of the same diameter equally spaced throughout the circle and equally inclined to the longitudinal housing axis with the limits of the maximal and minimal sizes. The

generating conical line outside the main anode follows the contour line of the openings at the minimal distance from the longitudinal housing axis.

Official bulletin "Industrial property". Book 1 "Inventions, utility models, topographies of integrated circuits", 2003, N 5, 15.05.2003. State Department of Intellectual Property of the Ministry of Education and Science of Ukraine.



(19) **UA** (11) **56 183** (13) **C2**
(51)МПК ⁷ **A 61B 18/12, B 23K 10/00**

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ

(12) ОПИС ВІНАХОДУ ДО ПАТЕНТУ УКРАЇНИ

(21), (22) Дані стосовно заявки:
99031609, 23.03.1999

(24) Дата набуття чинності: 15.05.2003

(46) Публікація відомостей про видачу патенту
(деклараційного патенту): 15.05.2003

(72) Винахідник(и):

Сергійчук Борис Васильович, UA,
Котелевець Микола Савич, UA,
Драновський Володимир Йосипович, UA,
Доброгорський Віктор Антонович, UA

(73) Власник(и):

Державне конструкторське бюро "Південне" ім.
М.К.Янгеля, UA

(54) ПЛАЗМОВИЙ ХІРУРГІЧНИЙ ІНСТРУМЕНТ

(57) Реферат:

Плазмовий хірургічний інструмент містить основний і проміжний аноди, катод і корпус, у якому виконані канали підводу плазмоутворюючого газу і охолоджувальної води. Сопло в основному аноді виконане у вигляді декількох, принаймні трьох, рівномірно розташованих по окружності отворів однакового діаметра і однаково нахилених

до повздовжньої осі корпуса під гострим кутом з обмеженням його по мінімальному і максимальному розмірах. На зовнішній поверхні основного анода виконана у вигляді конуса твірна, яка є продовженням лінії контуру отворів і розташована на найменшій відстані від повздовжньої осі корпуса.

Опис винаходу

Винахід відноситься до медицини, а більш конкретно до хірургічних інструментів, які використовуються у плазмовій хірургії для проведення широкого кола хірургічних операцій, включаючи розсічення і деструкцію біологічних тканин і коагуляцію раневих поверхонь. Крім того винахід може бути використано й в галузях техніки, зв'язаних із застосуванням високотемпературної (до 12000К) плазми, наприклад для плазмохімічної обробки поверхонь матеріалів, плазмохімічного одержання абразивів, плазмового різання матеріалів, у плазмовій металургії.

В даний час у плазмовій хірургії використовуються два типи плазмових хірургічних інструментів: деструктор - для розсічення і деструкції біологічних тканин і коагулятор - для припинення кровотечі на поверхні рани.

Обидва типи інструментів містять анод із соплом для подачі плазмообразуючого газу на біологічну тканину, катод, проміжний анод, електроізолюваний від катода й анода, корпус з каналами в ньому для подачі охолоджувальної води до анода і відводу її в систему охолодження, а також канал для подачі газу в порожнину між катодом і анодами.

Катод і обидва аноди підімкнуті відповідно до негативного і позитивного полюсів джерела енергії. Як у деструкторі, так і в коагуляторі сопло виконане в основному аноді у виді одного отвору по центрі. Конструктивно деструктор і коагулятор відрізняються тільки діаметром отвору в соплі анода для виходу газу. Як правило, діаметр каналу для виходу газу в коагуляторі в 3 рази більше, ніж у деструкторі. Так, відповідно до книги П. Г. Брюсова і Б. П. Кудрявцева "Плазменная хирургия", Москва, 1995р., діаметр отвору сопла деструктора повинний складати 0,6мм, а коагулятора - 2мм. Відповідно до міжнародної заявки №WO96/06572 від 7.03.96р., заявленою фірмою NIKVAL INTERNATIONAL AB, Goteborg, діаметр каналу деструктора для розсічення тканин повинний складати 0,4 - 0,6мм, а для коагулятора - 1,5мм.

Зазначена різниця в діаметрах визначена експериментальним шляхом і обумовлена різноманітним функціональним призначенням інструментів. У деструкторі необхідно зменшення діаметра плазмового струменя для концентрації максимуму її енергії на одиницю площі з метою ефективного розсічення біологічних тканин і деструкції нежиттєздатних тканин мінімального розміру.

Для коагулятора не потрібно високої концентрації енергії струменя, а важливо мати малу швидкість обдува раневої поверхні щоб уникнути газової емболії (проникнення газу в кровоносні судини) і велику площу поперечного перетину струменя для прискорення коагуляції великих поверхонь.

Недоліком існуючих плазмових хірургічних інструментів є відсутність єдиного інструмента, який сполучає функції деструктора і коагулятора, тому що необхідність у двох інструментах дуже ускладнює конструкцію плазмового хірургічного апарата і роботу хірурга, який гає час і увагу на зміну інструментів. Другий недолік полягає в неможливості зменшення діаметра плазмового струменя деструктора менше 0,4мм у зв'язку з незмінністю тиску на вході в деструктор і коагулятор від єдиної системи подачі газу. Це виключає можливість подальшого збільшення концентрації енергії плазмового струменя на одиницю її поперечного перетину, що дозволило б зменшити витрату газу, енергії і збільшити глибину розрізування біологічних тканин, що зараз не перевищує 1мм.

З відомих плазмових хірургічних інструментів найбільше близьким по технічній сутності до запропонованого є інструмент по авторському посвідченню СРСР №1317712, МПК А61В17/36 (прототип). Він містить анод із сопловим насадком, катод, циліндричний корпус з електроізолюваними каналами охолодження анода водою і подачі до нього газу, а також уперше уведений проміжний анод, електроізолюваний від корпусу і катода. У сопловому насадці для подачі плазмового потоку на біологічні тканини виконаний один циліндричний отвір уздовж осі корпусу. Таким чином цей прототип не має принципових відмінностей від зазначених вище аналогів і має ті ж недоліки.

У основу винаходу поставлені дві задачі - створення уніфікованого хірургічного інструмента, що дозволяє здійснювати функції як деструктора, так і коагулятора, і підвищення концентрації енергії плазмового струменя в режимі деструкції, розв'язуваних шляхом виконання в аноді декількох, рівнорозташованих по окружності отворів для виходу газу, осі яких нахилени в нормованих межах під гострим кутом до подовжньої осі корпусу і пересічні з нею в одній точці, розташованій від анода на нормованій відстані, а також шляхом виконання на зовнішній поверхні анода конуса, твірна якого є продовженням лінії контуру отворів, розташованої на найменшій відстані від подовжньої осі корпусу.

Для пояснення конструкції і принципу дії інструмента додається фігура. Інструмент містить катод 1, циліндричний корпус 2, електрично сполучений з анодом 3 і проміжний анод 4, електроізолюваний від корпусу втулкою 5 і від анода - прокладкою 6. У втулці 5 виконаний канал П для підводу охолоджувальної води у внутрішню порожнину анода і канал В для її відводу в систему охолодження. Плазмоутворюючий газ необхідного тиску подається в порожнину Г між катодом 1 і проміжним анодом 4 і далі до анода 3. Сопло в аноді 3 виконано у виді декількох, принаймні трьох, отворів С однакового діаметра й однаково нахилених до подовжньої осі корпусу 2 під гострим кутом α . У зв'язку з цим перетинання осей нахилених отворів із подовжньою віссю корпусу відбувається в одній точці Я. Виготовлення сопла у виді декількох отворів, рівновеликих по сумарній площі поперечного перетину з одиночним отвором у традиційному деструкторі дозволяє підвищити концентрацію енергії в зоні перетинання плазмових струменів за рахунок ефекту фокусування. Якщо прийняти однаковість діаметрів окремих струменів на виході з анода й у зоні їх перетинання, то концентрація енергії в цій зоні буде пропорційна кількості окремих струменів. Насправді, з урахуванням збільшення діаметра плазмового струменя після його виходу з отвору в аноді, концентрація енергії в зоні перетинання струменів

буде трохи нижче, проте значно перевищувати значення, яке досягається для сопла з одиночним струменем в традиційному деструкторі. В остаточному підсумку це призводить до збільшення глибини розрізування тканин, і скороченню часу на деструкцію нежиттєздатних тканин.

Кут нахилу осей отворів α до подовжньої осі корпусу і відстань від місця виходу газу з анода до точки перетинання осей отворів до повздовжньої осі корпусу визначаються зручністю роботи з інструментом при максимальному використанні енергії плазми. При куті нахилу більш 10° і відстані від місця виходу до точки сходження плазмових струменів менше 6мм обмежується зона видимості оброблюваної ділянки біологічної тканини внаслідок його загородження анодом. Крім того, як показали розрахунки, при куті нахилу більш 10° відхилення від точки сходження струменів на ± 1 мм уздовж подовжньої осі корпусу призводить до зниження концентрації енергії плазми на одиницю площі оброблюваної поверхні до 4 разів у порівнянні з максимальним значенням у точці перетинання. Підтримка відстані до оброблюваної поверхні з більш високою точністю, чим ± 1 мм практично виключено. При куті нахилу отворів до подовжньої осі корпусу в 2° чотириразове зменшення концентрації енергії плазми на одиницю поверхні відбувається при зміні відстані від точки перетинання в межах ± 5 мм і не викликає труднощів у роботі хірурга.

Максимальна відстань від виходу струменів з анода до точки їх перетинання обмежено втратою світності плазми при довжині плазмового потоку понад 10 - 12мм. У цьому випадку температура плазми за світною частиною падає з 10000 - 12000K до 3000 - 1000K (див. наприклад згадану книгу "Плазменная хирургия"). У зв'язку з низькою ефективністю розрізування і деструкції тканин при температурах нижче 3000K гранична відстань від місця виходу плазмових струменів з анода до точки їх перетинання визначене в 12мм. При куті нахилу отворів до подовжньої осі корпусу в 2° і менше ця відстань у 12мм забезпечується при розташуванні отворів в аноді на гранично досяжному для практики діаметрі 0,8мм. При розташуванні осей отворів по більшому діаметрі точка їх перетинання буде відстояти від анода на відстані, що перевищує гранично припустиме значення, яке дорівнює 12мм.

На підставі викладеного кут нахилу отворів з анода визначений у межах $\alpha = 2 - 10^\circ$ і точка перетинання їхніх осей визначена на відстані $\Phi = 6 - 12$ мм від місця виходу з анода, а оптимальна зона Д розсічення і деструкції тканин визначена в 12мм, із них - 4мм убік анода і 8мм від анода.

На відміну від однострумного деструктора запропонований інструмент крім деструкції забезпечує можливість коагуляції біологічних тканин. Так, якщо в однострумному коагуляторі зменшення швидкості потоку для вилучення газової емболії досягається за рахунок збільшення діаметра отвору сопла до розміру $\sim$ у 3 рази більшого, ніж у деструктора, то в даному інструменті зменшення швидкості уздовж осі корпусу забезпечується за рахунок утворення конусоподібного потоку за точкою перетинання струменів. Таким чином за зоною деструкції (див. фігуру) розташована зона коагуляції - К з більш низькими температурами плазми за рахунок її остигання випромінюванням, перемішування з повітрям і конусоподібним розширенням потоку. Довжина цієї зони в даному варіанті не буде відрізнятися від традиційної, характерної для однострумного інструмента, і буде складати $K = 10 - 40$ мм, як це обговорено в згаданій книзі "Плазменная хирургия".

Для обмеження охолодження плазмових струменів атмосферним повітрям у центрі анода виконаний виступаючий за його контур конус Б, твірна якого є продовженням лінії Е контуру отворів, розташованої на найменшій відстані від повздовжньої осі корпусу.

При відсутності конуса в придонній частині анода створюється зона розрідження, у яку надходить атмосферне повітря, що інтенсивно перемішується з плазмовими струменями й охолоджує їх. Наявність конуса в значній мірі зменшує охолодження струменів атмосферним повітрям.

Перед початком роботи інструмента від системи охолодження в канал П подається вода, що омиває внутрішню порожнину анода 3 і по каналу В відводиться знову в систему охолодження. Потім від системи подачі газу в порожнину Г подається газ під необхідним тиском. Через додатковий анод 4 газ надходить у похилі отвори С анода 3 і у вигляді окремих струменів витікає в навколишній простір, перетинаючись на подовжній осі корпусу 2 у точці Я. Частково розширенню струменів і їхньому перемішуванню з повітрям перешкоджає конус Б на торці анода 3.

Від джерела електроживлення до катода 1 подається негативна, а до проміжного анода 4 позитивна напруга, у результаті чого між ними виникає проміжна електрична дуга. Потім до анода 3 підводиться позитивна напруга, а з проміжного анода 4 вона знімається. Між катодом 1 і анодом 3 виникає основна електрична дуга з утворенням плазми. Охолодження основного анода 3 і проміжного анода 4 проводиться водою, що надходить в отвір П. Плазмові струмені, які витікають з нахилених отворів С, перетинаються на відстані Φ від торця анода 3 на подовжній осі корпусу 2. Це призводить до фокусування енергії плазмового потоку в ядрі - точці Я, де досягається максимальна енергія на мінімальній площі. Після точки Я плазмові струмені конусоподібно розширюються і, за рахунок випромінювання і перемішування з повітрям, плазмовий потік охолоджується. Деструкція і розсічення тканин проводиться в зоні Д, де енергія і температура плазмового потоку максимальні, а припинення кровотечі з кровоносних судин і коагуляція раневих поверхонь виробляється в зоні К, де температура і швидкість потоку значно менше. Після закінчення операції напруга з катода 1 і анода 3 знімається й електрична дуга між ними зникає. Потім припиняють подачу газу й охолоджувальної води.

Перша перевага даного плазмового хірургічного інструмента перед існуючими полягає в його універсальності, що полягає в можливості застосування як для деструкції і розсічення тканин, так і для припинення кровотечі з кровоносних судин і коагуляції раневої поверхні з метою зменшення її мікробного зараження.

Друга перевага полягає в підвищенні концентрації енергії плазмового потоку на одиницю оброблюваної поверхні в зоні розрізування і деструкції тканин за рахунок фокусування в ній нахилених до подовжньої осі

корпуса плазмових струменів, що витікають з анода.

Формула винаходу

5

1. Плазмовий хірургічний інструмент, що містить анод із соплом, катод, проміжний анод, електроізолюваний від анода і катода, електрично підключений до анода корпус із виконаними в ньому каналами охолодження анода водою і каналом підводу газу до катода, анода і проміжного анода, який відрізняється тим, що сопло виконане у вигляді декількох, принаймні трьох, рівномірно розташованих по окружності отворів однакового діаметра і нахилених до повздовжньої осі корпусу під однаковим кутом від 2 до 10° з перетинанням їхніх осей на відстані від 6 до 12 мм від місця виходу з зовнішньої поверхні анода.

10

2. Плазмовий хірургічний інструмент за п. 1, який відрізняється тим, що ззовні анода виконаний конус, твірна якого є продовженням лінії контуру отворів, розташованої на найменшій відстані від повздовжньої осі корпусу.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

U A 5 6 1 8 3 C 2

U A 5 6 1 8 3 C 2

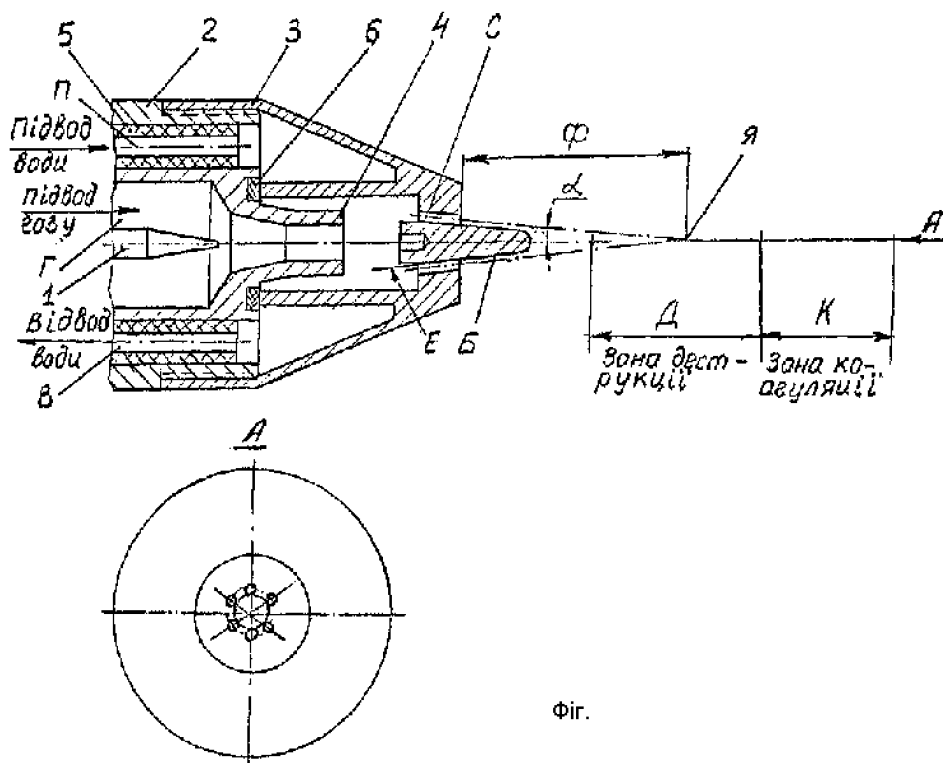


Fig.

Офіційний бюлетень "Промислова власність". Книга 1 "Винаходи, корисні моделі, топографії інтегральних мікросхем", 2003, N 5, 15.05.2003. Державний департамент інтелектуальної власності Міністерства освіти і науки України.