



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 92559

(13) C2

(51) МПК (2009)
A61B 17/00МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

(54) ЕЛЕКТРОСКАЛЬПЕЛЬ

1

2

(21) а200906866

(22) 01.07.2009

(24) 10.11.2010

(46) 10.11.2010, Бюл. № 21, 2010 р.

(72) КОСАКОВСЬКИЙ АНАТОЛІЙ ЛУК'ЯНОВИЧ,
СЕМЕНОВ РУСЛАН ГЕОРГІЙОВИЧ, КОСАКІВСЬКА
ІЛОНА АНАТОЛІЇВНА, СЕМЕНОВ ВОЛОДИ-
МИР РУСЛАНОВИЧ

(73) КОСАКОВСЬКИЙ АНАТОЛІЙ ЛУК'ЯНОВИЧ

(56) UA 29797 U, 25.01.2008

UA 44805 C2, 15.03.2002

US 6053172 A, 25.04.2000

US 3970088, 20.07.1976

WO 03/055402 A1, 10.07.2003

US 4248231, 03.02.1981

GB 2415140 A, 21.12.2005

EP 0280798 A1, 07.09.1988

CA 2064547 A1, 16.10.1992

(57) 1. Електроскальпель, який має ізоляційну тру-
бку, штекерний рознім із штирями для підключення

до джерела живлення на одному кінці та коагуляційні електроди на другому кінці, який **відрізняється** тим, що коагуляційні електроди виконані у формі тонких пластинок з композитного сплаву, наприклад $\text{Cu}+\text{Mo}$, з'єднані нерухомо через діелектрик і утворюють лезо.

2. Електроскальпель за п. 1, який **відрізняється** тим, що лезо розташоване під кутом α° , що складає не менше ніж 90° до рукоятки, а обидва його робочі краї із зовнішніх сторін мають гострий кут α_1° , що складає не більше 60° , дистальний край леза має дугоподібну форму, а проксимальний - прямолінійну.

3. Електроскальпель за пп. 1, 2, який **відрізняється** тим, що товщина леза не перевищує 1 мм, а обидві металеві пластинки леза і діелектрика, який повторює форму металевих пластинок, співвідносяться по товщині 1:1.

Винахід відноситься до сфери медицини та ветеринарії, зокрема до хірургії, і може застосовуватись для хірургічних втручань у людини і тварин.

Для розтину м'яких тканин людини або тварини, як правило, користуються хірургічними скальпелями різних конструкцій (1-2). Недоліком технології хірургічних втручань з їх використанням є те, що під час розтину тканин завжди має місце кровотеча, об'єм якої залежить від величини перерізаних судин, тривалості звертання крові, величини артеріального тиску тощо. Особливо небезпечною кровотеча може бути у пацієнтів з хворобами крові, наприклад, гемофілією.

Відомий монополярний електроскальпель (3). Недоліком даного пристрою є те, що перед операцією на тіло пацієнта необхідно накласти другий (пасивний) електрод, а під час операції пацієнт перебуває під електричним потенціалом. В зв'язку з цим, часто мають місце опіки шкіри, що є додатковим навантаженням на організм пацієнта при його одужанні, а також інша негативна дія струму, що особливо небажано в дитячому віці, оскільки при хірургічних втручаннях, наприклад, в порожни-

ні носа чи носоглотці, можливе навіть ушкодження зорового нерва.

Найближчим аналогом запропонованого винаходу є інструмент для біполярної високочастотної коагуляції живих м'яких тканин тварин і людини (4), взятий нами за прототип. Даний пристрій складається з двох браній, ізольованих одна від одної, розташованих в ізоляційній трубці, на одному кінці яких розташовані коагуляційні електроди спеціальної форми, а на другому - штекерний рознім для підключення його до біполярного високочастотного джерела живлення.

Недоліком даного пристрою є те, що він не дозволяє виконати лінійний розтин тканин, що зумовлено його конструктивними особливостями, а забезпечує лише коагуляцію капілярів паренхіматозних органів (тканини легень, печінки, селезінки).

Основним технічним завданням запропонованого винаходу є: створення біполярного високочастотного електроскальпеля для хірургічних втручань на тканинах людини або тварин, технічний результат впровадження такого інструменту - попередження кровотечі, скорочення часу операції, забезпечення візуального контролю за місцем роз-

(13) C2

(11) 92559

(19) UA

тину тканин при обмеженому доступі до операційного поля, полегшення праці хірурга.

Реалізація поставленого технічного завдання винаходу досягається тим, що у електроскальпелі, який має ізоляційну трубку, штекерний рознім із штирями для підключення до джерела живлення на одному кінці та коагуляційні електроди на другому кінці, коагуляційні електроди виконані у формі тонких пластинок з композитного сплаву, наприклад $\text{Cu}+\text{Mo}$, з'єднані нерухомо через діелектрик і утворюють лезо, розташоване під тупим кутом, що складає не менше, ніж 90° до рукоятки, обидва його робочі краї із зовнішніх сторін мають гострий кут, що складає не більше 60° , причому дистальний край леза має дугоподібну форму, а проксимальний - прямолінійну форму, товщина леза не перевищує 1мм, а обидві металеві пластинки леза і діелектрика, який повторює форму металевих пластинок, співвідносяться по товщині 1:1.

Електроскальпель, згідно даної заявки, зображено на Фіг.1, 2.

На кресленні приведено загальний вид електроскальпеля в двох проекціях (Фіг.1, 2) та переріз робочого леза (Фіг.3).

Електроскальпель має рукоятку (ізоляційну трубку) (1), штекерний рознім (2), лезо (3), яке складається з двох пластинок (4, 5) з композитного сплаву, наприклад, $\text{Cu}+\text{Mo}$ (коагуляційні електроди), між якими розміщено діелектрик (6). Проксимальні кінці пластинок 4 і 5 леза з композитного сплаву через дроти (7) припаяні до контактних штирів (8) штекерного розніму 2. Лезо 3 розташоване під тупим кутом α° , що складає не менше, ніж 90° до рукоятки 1. Дистальний його край - дугоподібної форми, проксимальний - прямої форми. Обидва краї леза сточені з зовнішніх сторін під гострим кутом α_1° , обидва його робочі краї із зовнішніх сторін мають гострий кут α_1° , що складає не більше 60° і є робочими. Товщина леза 3 не перевищує 1мм, а металеві пластинки леза 4 і 5 та діелектрика 6, який повторює форму металевих пластинок, співвідносяться по товщині 1:1. Всі вільні поверхні інструмента, окрім леза і контактних шти-

рів штекерного розніму, вкриті шаром електроізоляційного матеріалу.

Запропонований пристрій працює таким чином: хірург тримає електроскальпель рукою, наближує лезо інструменту до місця, де необхідно виконати розтин м'яких тканин, натискає педаль високочастотного джерела живлення. При контакті леза з м'якими тканинами організму на скальпель через контактні штирі штекерного розніму подається високочастотний струм, наприклад частотою 66кГц. Струм «оббігає» електроди 4 і 5 по поверхні, яка не ізольована, проходить через м'які тканини між композитними пластинками леза і спричиняє розігрівання та електрокоагуляцію. При цьому зона нагрівання тканин є мінімальною. При переміщенні інструменту по тканинах можна швидко виконати їх розтин. Різання тканин можна проводити як дистальним краєм дугоподібної форми, так і проксимальним краєм леза, в залежності від архітектури операційного поля. Візуальний контроль забезпечується тим, що лезо розміщено під кутом до рукоятки. Крім розтину тканин, даним електроскальпелем можна виконати електрокоагуляцію судин малого діаметру, для чого край леза підводиться в задану ділянку і, при включеному струмі, лезо переміщується по рановій поверхні перпендикулярно до його осі.

Технічний результат, що досягається запропонованим рішенням, є попередження кровотечі за рахунок коагуляції біологічних тканин в ділянці дії високочастотного струму, що подається через біполярне лезо електроскальпеля, полегшення праці хірурга, скорочення часу операції, забезпечення візуального контролю за місцем розтину тканин при обмеженому доступі до операційного поля.

Запропонований електроскальпель успішно апробований в ЛОР-відділенні Національної дитячої спеціалізованої лікарні «ОХМАТДИТ».

Для наочності, в таблиці наведені результати застосування прототипу - інструменту для біполярної високочастотної коагуляції живих м'яких тканин тварин і людини (базовий об'єкт) та біполярного скальпеля (запропонований винахід) у двох ідентичних за віком, статтю та захворюваннями групах пацієнтів.

Таблиця

| Показники | Прототип (базовий об'єкт) | Запропонований пристрій | Р |
|--|---------------------------|-------------------------|-------|
| | n=10 | n=10 | |
| Відсутність кровотечі під час операції | 10 | 10 | |
| Забезпечення коагуляції капілярів в рані | 10 | 10 | |
| Виконання лінійного розтину тканин з рівними краями | не можливо | 10 | |
| Забезпечення візуального контролю при обмеженому операційному полі | не можливо | 10 | |
| Ширина ранового каналу (мм), $M \pm m$ | $7,8 \pm 0,41$ | $1,4 \pm 0,21$ | 0,001 |

З таблиці видно, що при застосуванні запропонованого пристрою, не спостерігалось кровотечі в післяопераційній рані, рановий канал був лінійної форми з рівними краями, у всіх випадках забезпечувався візуальний контроль під час операції при

обмеженому операційному полі, в той час як при використанні базового об'єкта технічно неможливо було виконати лінійний розтин тканин та забезпечити візуальний контроль. При використанні запропонованого електроскальпеля ширина раново-

го каналу була у 5,6 раза меншою, що можна пояснити формою коагуляційних електродів.

Таким чином, запропонований пристрій має переваги над відомим.

Література, використана при експертизі:

1. Кабатов Ю.Ф. Ножи хирургические. Большая медицинская энциклопедия: (в 30-ти т. / АМН СССР). Гл. ред. Б.В. Петровский. - 3-е изд. - М.: Советская энциклопедия, 1981. - Т.17. - С.51-54.
2. Aescular. HNO. Katalog, 1988. - S.217-223.

3. Storz. Мир эндоскопии. Эндоскопы и инструменты для ЛОР, 2004. - 7е изд. - №1. - С.377-382.

4. Пат. 29797 Україна, МПК(2006) А61В17/00. Інструмент для біполярної високочастотної коагуляції живих м'яких тканин тварин і людини / Б.Є. Патон, В.К. Лебдєв, О.В. Лебедев, В.А. Васильченко, А.В. Макаров, Д.В. Мясніков, А.Є. Трунов. - №u200711208; Заявл.10.10.2007; Опубл. 25.01.2008. - 5с.

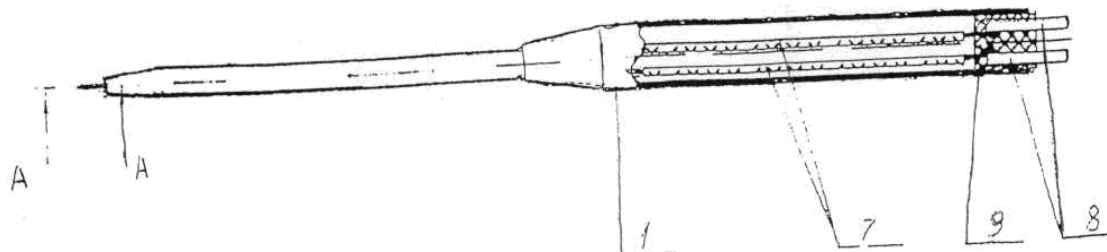


Fig.1

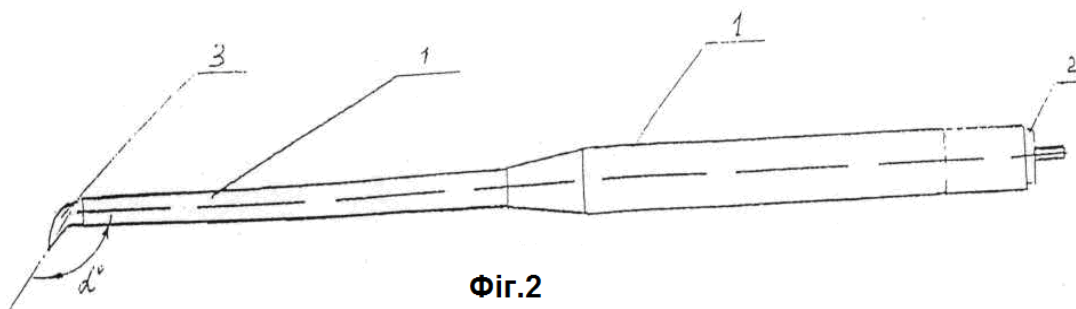


Fig.2

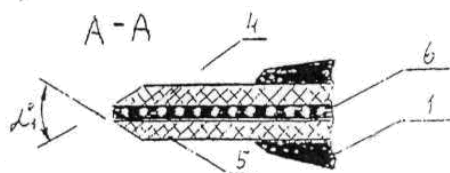


Fig.3