



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 276 358**

51 Int. Cl.:  
**A61B 18/14** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **05002590 .7**

86 Fecha de presentación : **02.06.1998**

87 Número de publicación de la solicitud: **1527745**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **04.05.2005**

54 Título: **Electrodo electroquirúrgico de campo eléctrico concentrado.**

30 Prioridad: **03.10.1997 US 943551**  
**03.12.1997 US 984716**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**16.06.2007**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**16.06.2007**

73 Titular/es: **MEGADYNE MEDICAL PRODUCTS, Inc.**  
**11506 S.State Street**  
**Draper, Utah 84020, US**

72 Inventor/es: **Greep, Darcy**

74 Agente: **Curell Suñol, Marcelino**

ES 2 276 358 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Electrodo electroquirúrgico de campo eléctrico concentrado.

La presente invención se refiere a electrocirugía y más particularmente a electrodos electroquirúrgicos (por ejemplo, sondas, bisturís, fórceps y similar) para utilización en la realización de electrocirugía. Como es conocido por los expertos en la materia, las técnicas quirúrgicas modernas utilizan habitualmente cauterización por radiofrecuencia (RF) para cortar tejido y coagularlo para detener el sangrado que se produce al realizar procedimientos quirúrgicos. Para perspectiva histórica y detalles de dichas técnicas, referirse a la patente US nº 4.936.842.

Como es conocido por los expertos en la materia, la electrocirugía se utiliza ampliamente y ofrece ventajas que comprenden la utilización de un único instrumento quirúrgico para el corte y la coagulación. Se ha realizado desde entonces una variedad de propuestas en las implantaciones electroquirúrgicas existentes. Ejemplos de dichas propuestas comprenden las que se establecen en las patentes US nº 4.534.347 concedida a Leonard S. Taylor el 13 de Agosto de 1985, nº 4.674.498 concedida a Peter Statz el 23 de Junio de 1987 y nº 4.785.807 concedida a G. Mardsen Blanch el 22 de Noviembre de 1988.

La patente de Taylor da a conocer una implementación que presenta un borde expuesto afilado (por ejemplo, una geometría similar a filo de cuchillo) que se utiliza para realizar un corte mecánico convencional de tejido mientras que la cuchilla se configura para actuar como un radiador de microondas para transferir energía de microondas por radiación a tejido adyacente para efectuar la cauterización deseada.

La patente de Statz establece varias formas de realización que dan a conocer cuchillas parcialmente recubiertas, parcialmente expuestas adaptadas para tres modos de operación. Estos tres modos son: (1) cuchilla quirúrgica estándar de corte con un borde afilado cuando no se le aplica corriente eléctrica; (2) una cuchilla de electrocauterización cuando se aplica un voltaje elevado entre las superficies conductoras de las cuchillas, suficiente para crear un arco de descarga entre ellas para cauterizar el tejido; y (3) un instrumento de cauterización de bajo voltaje en el que las pérdidas por I<sup>2</sup>R crean calor para cauterizar el tejido.

La patente de Blanch da a conocer una cuchilla roma que está completamente recubierta de una capa aislante de modo que el corte se realiza por energía eléctrica transferida por capacidad a través de la capa aislante al tejido que debe cortarse en lugar de por acción mecánica convencional. En dicha electrocirugía, el "corte" se realiza cuando la transferencia de energía es suficiente para provocar que el agua en las células hierva, rompiendo así las membranas celulares por fuerzas internas y no por fuerzas externas. Se requieren niveles de energía relativamente elevados para efectuar dicho corte electroquirúrgico.

Mientras las propuestas de Blanch han constituido un avance importante en la técnica y han logrado una aceptación amplia en el campo de la electrocirugía, ha continuado existiendo la necesidad de mejoras adicionales en electrocirugía para efectuar en una configuración geométrica relativamente simple, una reducción de la necrosis térmica disminuyendo por ello las complicaciones postoperatorias, reduciendo la producción de cicatrices, reduciendo la incidencia de daños por

calor al tejido fuera de la zona de corte, y aumentando la velocidad de corte.

El documento US nº 5.380.320 da a conocer una cuchilla completamente aislada con bordes de corte afilados.

La presente invención está definida por la reivindicación anexa 1, las formas de realización preferidas se exponen en las reivindicaciones dependientes.

Se dan a conocer instrumentos electroquirúrgicos que presentan una mejora relevante en el rendimiento en relación a las propuestas realizadas anteriormente para lograr una concentración importante de energía electroquirúrgica para permitir un corte más rápido y efectivo a niveles de energía RF menores. En una forma de realización, el instrumento electroquirúrgico comprende una superficie geométrica que debe utilizarse para realizar el corte electroquirúrgico. La superficie geométrica presenta una forma que concentra transferencia la de energía. La superficie con forma puede comprender un borde o punto de una parte interior conductora eléctricamente del instrumento. La parte interior del instrumento está posteriormente completamente recubierta con aislante. Debido al recubrimiento aislante, la superficie con forma ya no presenta una superficie geométrica exterior particularmente afilada para contacto mecánico con el tejido del paciente. Sin embargo, debido a la concentración de campo eléctrico y transferencia de energía (tal como se describe en el presente documento), la superficie afilada proporciona una ventaja relevante en la concentración de carga y corte de tejido para permitir la utilización de niveles de energía bajos y da como resultado una necrosis térmica reducida, corte más rápido, y menor producción de cicatrices.

En formas de realización alternativas, los instrumentos electroquirúrgicos de la presente exposición se caracterizan por configuraciones geométricas que comprenden aislante no adherente en la superficie exterior de la mayor parte del instrumento electroquirúrgico. Los instrumentos electroquirúrgicos también comprenden una superficie de corte o sondeo afilada reducida no recubierta en la que la energía electroquirúrgica se concentra para mejorar las características de corte (y, en algunos casos, de coagulación). Para sondas y cuchillas, el instrumento electroquirúrgico está especialmente adaptado para utilizarlo tanto en modo de corte o de coagulación. En el modo de corte, el instrumento está situado en una posición convencional de corte en la que la hoja expuesta o punta está en contacto con el tejido a cortar. La presencia de aislamiento sobre la cuchilla en puntos diferentes al punto de corte, junto al carácter afilado de la cuchilla expuesta, concentra la energía eléctrica en el punto o línea de contacto. Aunque puede presentarse algún acoplamiento capacitivo incidental con el tejido adjunto, es insuficiente para producir efectos apreciables.

Cuando se desea proporcionar coagulación, la superficie de corte/sondeo expuesta relativamente reducida se retira del contacto con el tejido y una de las superficies recubiertas se dispone en contacto con el tejido que debe coagularse. Esta transición ocasiona una conmutación del modo de transferencia de energía desde el de conducción esencialmente óhmica (en el modo de corte) a transferencia de energía por acoplamiento capacitivo en el modo de coagulación, y de ese modo facilitar tanto el corte como la coagulación a niveles de potencia reducidos. Los principios aquí

expuestos pueden ser no sólo aplicables a cuchillas, puntos y fórceps, sino también a electrodos modificados en bola, ganchos en L, alambres en L, ganchos en J y construcciones similares.

En otra forma de realización de la presente exposición, cómo en fórceps bipolares, se ha constatado que los principios de concentración de energía pueden utilizarse ventajosamente para facilitar la coagulación. Allí, ya que los fórceps no se utilizan habitualmente para cortar, la concentración de energía se realiza en varios bordes paralelos que pueden ser o bien parcialmente expuestos o bien enteramente recubiertos con recubrimiento no adherente dependiendo de las circunstancias particulares de utilización.

La figura 1 es una vista en perspectiva que ilustra un instrumento representativo de la técnica anterior;

la figura 1A es un vista en sección tomada a lo largo de líneas de corte 1A-1A de la figura 1;

la figura 2 es una vista en perspectiva de un instrumento que no forma parte de la presente invención;

la figura 2A es un vista en sección tomada a lo largo de líneas de corte 2A-2A de la figura 2 y que muestra una superficie de trabajo parcialmente afilada;

la figura 2B es un dibujo similar al de la figura 2A excepto por la superficie de trabajo del instrumento que se muestra como un borde de cuchillo;

la figura 3 es una vista que ilustra un campo eléctrico típico existente entre una superficie redondeada de un instrumento y un electrodo de retorno de trabajo;

la figura 4 es una vista que ilustra la concentración de campo eléctrico modificado asociada con una geometría con punta afilada;

la figura 5 es una vista simplificada que ilustra una concentración típica de campo eléctrico proyectado desde el borde parcialmente afilado de la figura 2A;

la figura 6 es una vista que ilustra un instrumento según la invención en la que una región reducida de una hoja afilada se proyecta a una distancia predeterminada hacia el exterior desde debajo de una cuchilla en su mayoría recubierta para exponer el borde;

la figura 7 es una vista de una parte de la superficie de agarre de un fórceps electroquirúrgico según la técnica anterior;

la figura 8 es una vista ampliada mostrada esquemáticamente de la superficie de agarre del fórceps de técnica anterior de la figura 7;

la figura 9 es una vista en perspectiva que muestra una parte de la superficie de agarre de un fórceps electroquirúrgico que no forma parte de la presente invención;

la figura 10 es una vista ampliada esquemáticamente de la superficie de agarre del fórceps de la figura 9; y

la figura 11 es una vista en sección transversal que ilustra una variación adicional de la estructura de las figuras 6, 9, y 10 en la que un extremo de la cuchilla está recubierto, el extremo opuesto comprende una superficie operativa expuesta tal como se define en el presente documento, y en la que los lados de la cuchilla comprenden una serie de anomalías geométricas abruptas para proporcionar cambios en la superficie relativamente afilados para mejorar la concentración de energía.

Tal como se emplean en la presente especificación y en las reivindicaciones adjuntas, los términos siguientes tendrán los significados que ahora se definen.

“Superficie operativa” significa que una superficie expuesta del elemento de conducción de energía se extiende hacia el exterior desde debajo del aislamiento de recubrimiento en una distancia de 0,2 mm o menos.

“Material no adherente” significa cualquiera de un grupo de materiales conocidos utilizados en esta técnica como recubrimientos para eliminar o reducir la adherencia del tejido, sangre y similares de cuchillas electroquirúrgicas. Son ejemplos los recubrimientos de material de diamante o hidrocarburos fluorados (PTFE), un ejemplo de ese último está disponible comercialmente bajo el nombre TEFLON.

Volviendo a los dibujos, y más particularmente a las figuras 1 y 1A de los mismos, se muestra un instrumento representativo de la técnica anterior como se establece en la patente de Blanch, US nº 4.785.807 mencionada anteriormente. Específicamente, los dibujos muestran un bisturí electroquirúrgico, generalmente mostrado en la figura 4, que presenta un extremo proximal 8 ajustado con una fijación de vaina 12. La fijación de vaina 12 está situada alrededor del mango del bisturí para proporcionar protección y para facilitar la sujeción del bisturí 4 por un soporte convencional (no se muestra). El bisturí 4 también comprende un extremo distal 16 formado con una superficie de corte 23 no afilada como se muestra. Un recubrimiento 20 de material no adherente cubre el área superficial de la cuchilla 22 de corte y sirve para eliminar o reducir la adhesión de tejido chamuscado a la cuchilla.

La figura 2 muestra un instrumento que no forma parte de la presente invención. En la figura 2 se aprecian un instrumento que se muestra similar al de la figura 1. Así, en la figura 2 se aprecia un bisturí electroquirúrgico, generalmente mostrado en 4', presentando un extremo proximal 8' ajustado dentro de una fijación de vaina 12' situado alrededor del mango del bisturí. La fijación de vaina 12' proporciona protección y facilita sostener el bisturí 4' por un soporte electroquirúrgico convencional (no se muestra). El bisturí 4' también comprende un extremo distal 16' que está formado con una forma geométrica especial y descrito en conexión con las figuras 2A, 4 y 5. Un recubrimiento 20 de material no adherente cubre el área superficial de la cuchilla de corte y sirve para eliminar o reducir la adhesión de tejido chamuscado a la cuchilla. En contraste acusado con la forma de realización de la figura 1, sin embargo, la forma de realización ilustrada en la figura 2 ofrece una geometría en sección transversal que comprende un borde que está por lo menos parcialmente afilado como se muestra en la figura 2A.

Como se ha mencionado anteriormente, la figura 2A es una vista en sección tomada a lo largo de las líneas de corte 2A-2A de la figura 2. Allí se muestra un cuerpo principal 22' conductor eléctricamente que puede ser de cualquier material adecuado como, preferentemente, acero inoxidable de grado quirúrgico. El cuerpo 22' se ha afilado por lo menos parcialmente en su extremo inferior hasta un borde de cuchillo o punto 23'. Como se ha descrito en conexión con las figuras 3 y 4, la parte afilada 23' del cuerpo 22' concentra o enfoca el campo eléctrico creado cuando el potencial eléctrico se aplica al cuerpo 22'. A su vez, esto aumenta la concentración de energía eléctrica transferida y en correspondencia aumenta la eficiencia con la que el instrumento logra una acción de corte, es decir,

corta el tejido. Antes de abandonar la figura 2A, debería comprenderse que aunque la geometría preferente realiza un borde (o punto) completamente afilado, como el que se ha representado en la figura 2B, las características de eficacia que emergen de la invención empiezan a observarse significativamente cuando la dimensión 24 (es decir, anchura del borde de trabajo) es 0,2 mm o menos. Esto presenta una anchura de borde de trabajo de 0,2 mm o menos. Dichas características de eficacia mejoran además al reducirse la dimensión 24 hasta un borde de cuchillo.

En la figura 2B se muestra una configuración similar a la de la figura 2A excepto que en la figura 2B se muestra una cuchilla totalmente afilada que presenta un borde de cuchillo 25. Los principios físicos que subyacen a la anterior mejora relevante pueden comprenderse a partir de las referencias a las figuras 3 y 4. La figura 3 es un diagrama que ilustra el patrón de líneas de campo eléctrico para un campo eléctrico existente entre un conductor o electrodo 30 que presenta una superficie exterior 31 anular o curvada, y un contraelectrodo 32. Aunque el electrodo 30 se muestra siendo hueco, el patrón de campo eléctrico mostrado sería esencialmente el mismo si el electrodo fuera sólido. Ahora se observará que la densidad de las líneas de campo eléctrico dentro de la elipse 33 son aproximadamente uniformes y así el campo eléctrico no varía sustancialmente dentro de esa región.

En la figura 4, sin embargo, se observa que si la geometría del electrodo 40 se realiza para comprender una región apuntada como se representa por el punto o borde 41 el campo eléctrico correspondiente será mucho más concentrado en el punto o borde 41 como se representa por la densidad mucho mayor de líneas de campo eléctrico (dentro de la elipse 43) entre el electrodo 40 y el contra electrodo 42. Así, en un conductor de forma irregular, la carga tiende a acumularse en posiciones en las que la curvatura de la superficie es mayor, es decir, en puntos afilados o bordes. Al afilar el borde de la cuchilla según la presente invención, la carga se concentra a lo largo de una superficie o área mucho menor, focalizando de ese modo las líneas de campo eléctrico en una disposición más estrecha. A su vez, esto reduce las pérdidas de carga espurias en el tejido que no está muy cercano al punto o borde afilado. El borde de corte del electrodo no requiere presentar una punta afilada. El borde de corte sólo necesita presentar una forma (afilada) para concentrar la transferencia de energía hasta el grado deseado para un corte óptimo.

A título de ilustración, el electrodo convencional de la figura 1 presenta un borde 23 de espesor aproximado de 0,33 mm y en el modo de corte puede utilizar un ajuste de potencia cercano a 40 vatios. Cuando está afilado hasta un borde 23' de espesor aproximado de 0,00735 mm, un "afilado" menor que el requerido de una hoja de escalpelo mecánico, el electrodo de la figura 2 puede fácilmente cortar tejido a menos de 20 vatios; un ajuste de potencia de 50% menos que el requerido para el electrodo de la figura 1. Además, la cuchilla de la figura 2 corta más rápidamente con menos resistencia, menor producción de cicatrices, menos necrosis térmica, y mejor control del cirujano.

Los principios anteriores se ilustran en la figura 5. Como se ha mencionado anteriormente, la figura 5 es una vista simplificada que ilustra una concentración típica de campo eléctrico proyectado desde el borde afilado de la figura 2A. Para facilitar la claridad y sim-

plicidad de la presentación, sólo se muestran las líneas 53 que representan el campo eléctrico en la dirección del punto o borde 23.

Se observa que el electrodo de la figura 5 es el electrodo ilustrado anteriormente en la figura 2A. Así, se muestra un cuerpo principal conductor eléctrico 22' con un borde o punto 23' por lo menos parcialmente afilado completamente recubierto de recubrimiento aislante 20'. Cuando se aplica potencial electroquirúrgico al cuerpo 22' en la presencia de tejido para el que se desea el corte, la densidad de transferencia de energía se concentra en el ápice 23' como se representa por los rayos más largos dentro del haz de rayos 53. Así, en el ejemplo ilustrado, la energía se concentra a lo largo del eje principal del cuerpo principal que se extiende desde el borde 23'.

El recubrimiento aislante 20' puede ser cualquiera de los materiales no adherentes conocidos (como se han definido anteriormente) que se han mostrado atractivos para su utilización en electrocirugía y se aplican por cualquiera de las técnicas conocidas. Sin embargo, según una forma de realización preferida de la misma, dicho material es un hidrocarburo fluorado (PTFE), un ejemplo de los cuales está disponible comercialmente bajo el nombre comercial TEFLON.

El espesor del material no adherente de las formas de realización de las figuras 2A y 2B es el suficiente para asegurar la transmisión de energía eléctrica de radiofrecuencia desde el cuerpo principal revestido 22' al tejido del paciente esencialmente exclusivamente por acoplamiento capacitivo, ordinariamente menor que 1 mil (milésima de pulgada). El espesor óptimo preciso variará dependiendo del material utilizado y puede determinarse fácilmente por métodos habituales de experimentación. Es evidente que este recubrimiento mecánico "suaviza" cualquier borde afilado de electrodo. Como se ha resaltado anteriormente, sin embargo, el corte por electrocirugía no requiere necesariamente bordes quirúrgicos afilados para cortar mecánicamente el tejido. En su lugar, el corte se realiza utilizando suficiente energía para causar que el agua en las células del tejido hierva y rompa las membranas celulares.

Los principios de concentración de energía según la presente invención pueden ser efectivos cuando se utilizan con un instrumento como la forma de realización de la figura 6. Como se muestra en la figura 6, el cuerpo principal 22' conductor eléctrico que comprende una superficie 30 expuesta operativa, como se ha definido anteriormente, se extiende hacia el exterior desde debajo del aislamiento de recubrimiento 20'. La superficie operativa 30 se proyecta en una distancia 31 de aproximadamente 0,2 mm o menos. Se ha constatado que 0,2 mm marca el límite aproximado de extensión en cuchillas quirúrgicas típicas para lograr una concentración de energía óptima y al mismo tiempo se preserva el carácter aislante del resto de la cuchilla para facilitar la coagulación. Durante su utilización, la energía concentrada en la cuchilla afilada expuesta es particularmente efectiva para lograr el corte del tejido. Cuando se desea emplear la cuchilla en un modo de coagulación, la superficie expuesta 30 se retira del contacto con el tejido y el lado aislado de la cuchilla se dispone en contacto con el área en la que se desea la coagulación. Así, en la forma de realización de la figura 6, el corte del tejido se logra principalmente por conducción ohmica mediante la concentración de energía en la superficie afilada,

mientras la coagulación se logra principalmente mediante la transferencia capacitiva de energía a través del aislante 20'.

Como se ha mencionado anteriormente, los principios de concentración de energía son aplicables a otros instrumentos médicos como fórceps. Las figuras 7 y 8 ilustran superficies eléctricas de fórceps bipolares típicas según la técnica anterior. Se muestra en la figura 7 una vista de una parte de la superficie de agarre de un fórceps electroquirúrgico típico según la técnica anterior. Como se observará, la superficie de agarre según la técnica anterior presenta crestas superiores cuadradas 35a, b, c y d (ilustradas de modo ampliado en la figura 8) que se proyectan verticalmente hacia arriba desde la superficie principal 36. Las partes superiores de dichas crestas están separadas por valles generalmente rectangulares 37a, 37b y 37c. Así, existen superficies de trabajo 38a, 38b, 38c y 38d relativamente anchas que dan como resultado grandes áreas de contacto superficial correspondientes con el tejido cuando se utiliza el fórceps.

Las figuras 9 y 10 son vistas generalmente similares a las de las figuras 7 y 8 pero muestran una parte de la superficie de agarre de los fórceps según la presente invención. Como se muestra en las figuras 9 y 10, las proyecciones 40a, 40b, 40c y 40d que apuntan hacia arriba están afiladas en los bordes 41a, 41b, 41c y 41d y están operativas para concentrar la energía según los principios descritos anteriormente en conexión con las figuras 2A, 2B y 6. Así, dichos bordes de bisturí pueden ser: ligeramente suavizados y completamente recubiertos con aislante como se muestra en la figura 2A; muy afilados y completamente recubiertos con aislante como se muestra en la figura 2B, o parcialmente sin recubrimiento para presentar superficies operativas expuestas como se ejemplifica en la figura 6. En cualquier caso, las áreas de concentración elevada provistas para conexión con el tejido del paciente dan como resultado una elevada concentración de energía eléctrica cuando los fórceps se utilizan en

su modo de coagulación, mejorando por ello significativamente sus características.

La figura 11 es una sección transversal que ilustra una variación adicional en la estructura de las figuras 6, 9 y 10. En esta forma de realización, un extremo de la cuchilla está recubierto, el extremo opuesto comprende una superficie operativa expuesta como se ha definido en el presente documento. Los lados de la cuchilla comprenden una serie de anomalías geométricas abruptas para proporcionar cambios en la superficie relativamente abruptos. En la figura 11 se muestra un cuerpo principal conductor 50 que presenta superficies superior e inferior que contienen picos reducidos 51. Los picos 51 están distribuidos sustancialmente uniformemente a lo largo para así realizar las características de concentración de energía descritas anteriormente. Mientras el extremo 52 está completamente recubierto con aislante 57, el extremo 53 se ha modificado para exponer una superficie operativa 59. Por consiguiente, un único instrumento electroquirúrgico comprende una combinación de las características descritas anteriormente: a saber, una parte cubierta de corte (el extremo izquierdo de la figura 11); las superficies de coagulación laterales superior e inferior que comprenden picos de concentración de energía 51; y una superficie operativa expuesta 59 en el lado derecho del instrumento.

Ahora quedará de manifiesto que se ha descrito en el presente documento un instrumento que proporciona una mejora relevante en las prestaciones.

Aunque la invención presentada se ha descrito mediante formas de realización preferidas, resultará evidente que pueden emplearse adaptaciones y modificaciones. Los términos y expresiones utilizadas en el presente documento se han utilizado como términos de descripción no limitativos; y así, no se pretende excluir equivalentes, sino al contrario, se pretende cubrir cualquiera y todos los equivalentes que puedan utilizarse.

## REIVINDICACIONES

1. Elemento de electrodo electroquirúrgico para realizar procedimientos quirúrgicos en un paciente que comprende:

un electrodo conductor que presenta un cuerpo principal adaptado para comunicar energía de radiofrecuencia eléctrica al tejido de un paciente para realizar procedimientos quirúrgicos en el mismo, presentando dicho cuerpo principal un primer extremo de corte y un segundo extremo; y

un recubrimiento aislante que cubre dicho primer extremo de corte en el que dicho primer extremo de corte concentra la energía eléctrica de radiofrecuencia transferida a través de dicho recubrimiento aislante a partir de dicho cuerpo principal al tejido del paciente y en el que el espesor de dicho recubrimiento aislante es suficiente para asegurar la transmisión de dicha energía de radiofrecuencia desde dicho cuerpo principal al tejido del paciente esencialmente exclusivamente por acoplamiento capacitivo,

**caracterizado** porque dicho segundo extremo está expuesto y se extiende desde dicho recubrimiento aislante a una distancia de aproximadamente 0,2 mm o menos para entrar en contacto con el tejido del paciente para transferir energía eléctrica.

2. Elemento según la reivindicación 1, en el que dicho recubrimiento aislante comprende un material no adherente.

3. Elemento según la reivindicación 1, en el que dicho recubrimiento aislante consiste esencialmente en un material no adherente.

4. Elemento según la reivindicación 1, en el que dicho recubrimiento aislante comprende un material de hidrocarburo fluorado o diamante.

5. Elemento según la reivindicación 1, en el que dicho recubrimiento aislante consiste esencialmente en un material de hidrocarburo fluorado o diamante.

6. Elemento según la reivindicación 1, en el que dicho cuerpo principal comprende además una superficie superior y una superficie inferior, en el que una pluralidad de picos se extienden desde dicha superficie superior y dicha superficie inferior.

7. Elemento según la reivindicación 6, en el que la pluralidad de picos está repartida uniformemente a lo largo de la superficie superior y la superficie inferior.

8. Elemento según la reivindicación 1, en el que dicho segundo extremo presenta una anchura de aproximadamente 0,2 mm o menos.

5

10

15

20

25

30

35

40

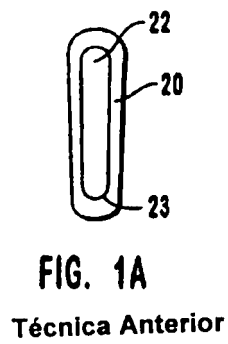
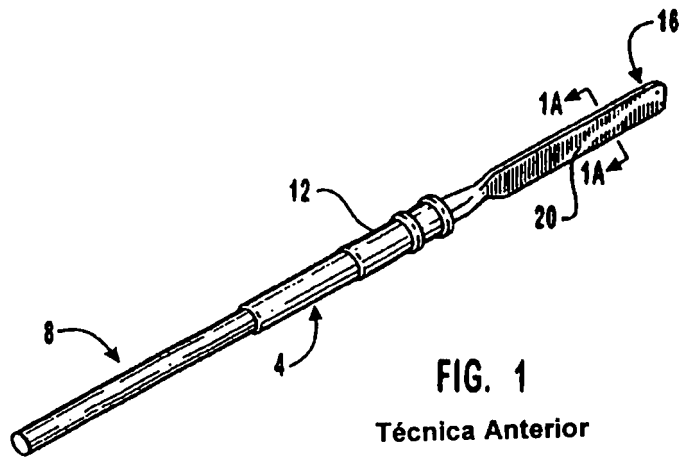
45

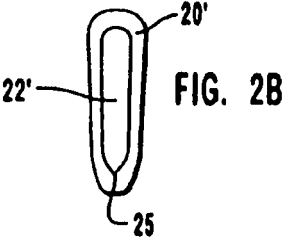
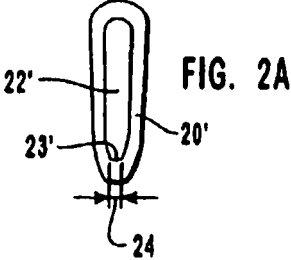
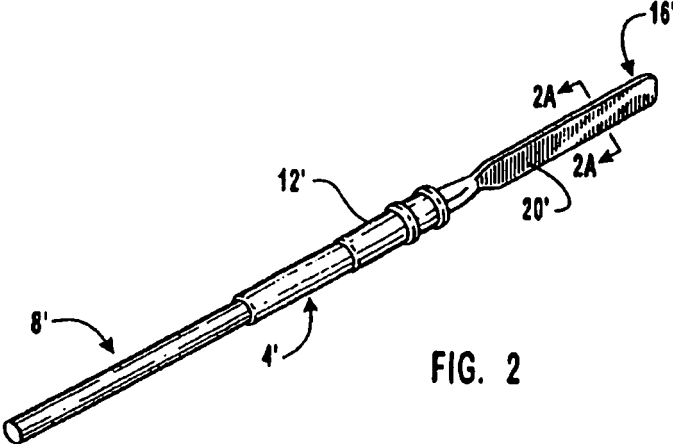
50

55

60

65





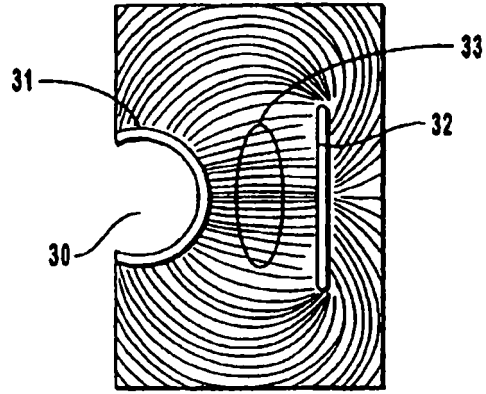


FIG. 3

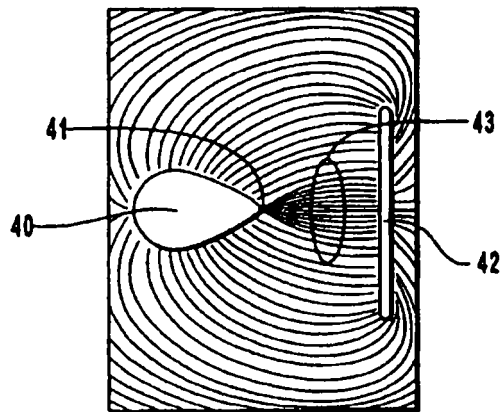


FIG. 4

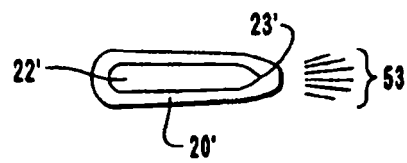


FIG. 5

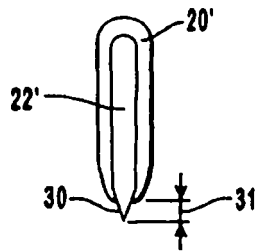


FIG. 6

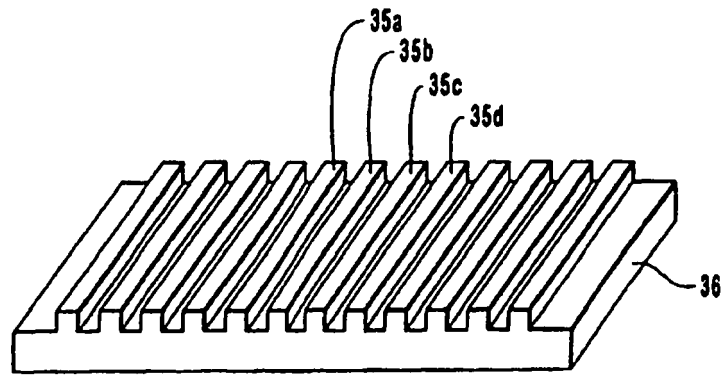


FIG. 7

Técnica Anterior

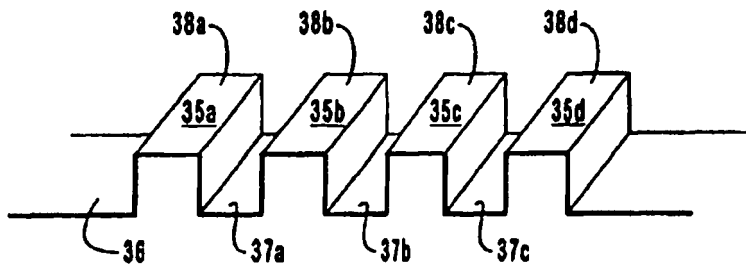


FIG. 8

Técnica Anterior

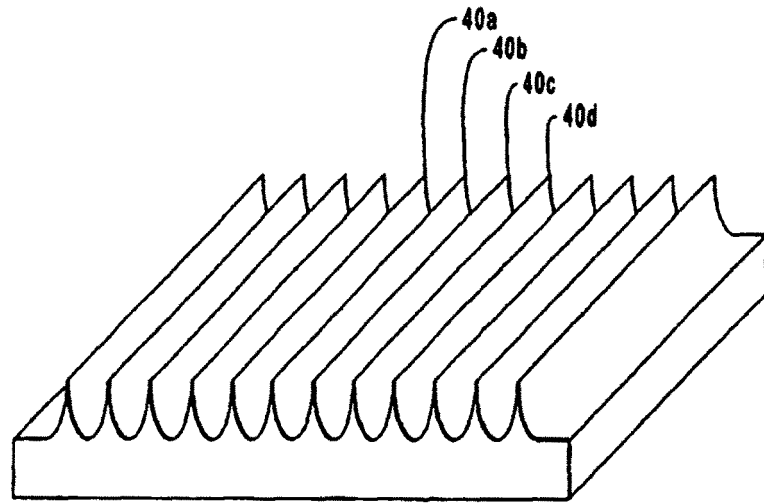


FIG. 9

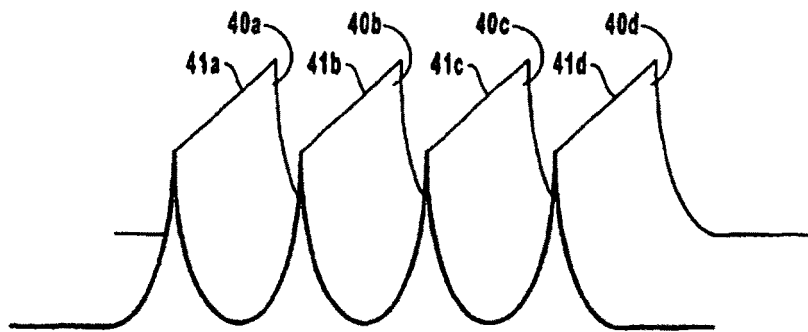


FIG. 10

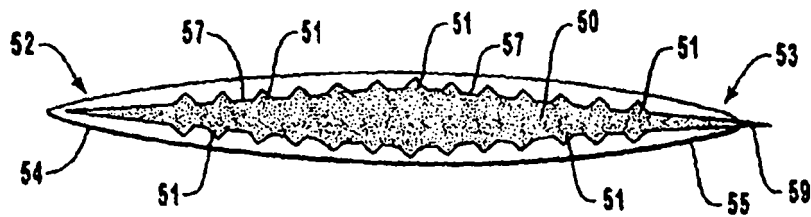


FIG. 11