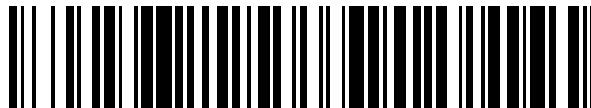


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 758 401**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.05.2016 PCT/EP2016/060813**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.11.2016 WO16184796**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.05.2016 E 16722239 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.10.2019 EP 3297559**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico de coagulación**

30 Prioridad:

21.05.2015 DE 102015108078

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

05.05.2020

73 Titular/es:

**AESCULAP AG (100.0%)
Am Aesculap-Platz
78532 Tuttlingen, DE**

72 Inventor/es:

**WEISSHAUPT, DIETER y
ROTHWEILER, CHRISTOPH**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 758 401 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

Instrumento electroquirúrgico de coagulación

5 La presente invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico para la electrocoagulación de tejido, con una pieza de mordaza que tiene dos ramas instrumentales o mordazas de sujeción, al menos una de las cuales es móvil con respecto a la otra, de modo que la pieza de mordaza debe llevarse a una posición abierta o a una posición cerrada, donde los lados opuestos entre sí, en particular, los lados internos, de las ramas instrumentales están diseñados cada uno como superficies de agarre para mantener sujeto el tejido que se coagulará en la posición cerrada y en cada caso tienen al menos una superficie de electrodo.

15 Una alternativa poderosa en relación con la unión de tejidos consiste en coagular el tejido con corriente de HF (alta frecuencia), por ejemplo, aplicando una corriente de HF al tejido entre dos electrodos de HF. La aplicación de la corriente de HF conduce, al menos en parte, a la desnaturalización de las proteínas del tejido, por lo que, por ejemplo, el colágeno helicoidal triple, un componente principal del tejido conectivo, se descompone en hélices individuales colágenas. Los componentes proteicos desnaturalizados se pueden fusionar fácilmente para lograr una conexión tisular entre sí.

20 Para soldar los tejidos, al tejido intercalado entre dos mordazas de sujeción o ramas instrumentales se le aplica corriente que fluye entre los electrodos de la mordaza / rama. Para evitar fallas en el sellado o la soldadura, los parámetros que afectan el tejido y la soldadura deben registrarse y regularse. Para garantizarlo se necesita un control exacto de temperatura, presión, impedancia de tejido, así como distancia y posición de los electrodos.

25 Es deseable tratar de forma uniforme el tejido sujeto entre las mordazas de sujeción, de modo que se llegue de forma fiable a todas las zonas y no se aplique una corriente demasiado elevada. Para ello se debe garantizar que los electrodos de HF estén espaciados entre sí de forma uniforme o estén orientados en paralelo entre sí.

30 De la técnica anterior se conocen instrumentos de coagulación de diseño más pequeño, por ejemplo, en el documento EP 1 747 762 A2, donde, debido al diseño al cerrar las mordazas de sujeción, puede producirse una alineación no paralela de los electrodos de HF, por ejemplo, como resultado de la desviación. Esto conduce a una reducción de la distancia entre los electrodos que, en el peor de los casos, puede producir cortocircuitos.

35 Resulta conocido mantener la distancia entre los electrodos de un instrumento de coagulación por medio de espaciadores montados entre los electrodos. Sin embargo, si se proporciona un mayor número de espaciadores en las mordazas de sujeción como se muestra, por ejemplo, en los documentos EP 1 656 901 B1, EP 1 952 777 A1, EP 1 372 507 A1 o

40 US 2004/122423 A1, los espaciadores perforan inevitablemente el tejido a tratar, ya que el tejido es comprimido debajo de los espaciadores por las mordazas de sujeción cerradas, de modo que el tejido se daña de forma permanente. Esto tiene repercusiones negativas en el resultado del sellado.

45 Los documentos US 2003/0216733 A1 y EP 2 491 880 A1 describen cada uno un dispositivo para el tratamiento de tejidos con una pieza de mordaza, en cuya mordaza de sujeción se hunden los electrodos en relación con las superficies de agarre o las bandas aislantes.

50 Dado que los espaciadores son además de un material eléctricamente no conductor, a fin de evitar un cortocircuito entre los electrodos de HF, en la zona de estos espaciadores se origina una así denominada sombra de coagulación, es decir, que las secciones de tejido están encapsuladas en la zona de los o por debajo de los espaciadores y, por consiguiente, no se aplica corriente o sólo insuficientemente y en este caso no se produce una soldadura satisfactoria de las secciones de los vasos. Además, se ha mostrado que los espaciadores eléctricamente no conductores de este tipo pueden soltarse fácilmente en particular luego cuando se fijan sobre el electrodo, por ejemplo, mediante pegado, para llegar luego al cuerpo del paciente eventualmente de forma inadvertida. Además, en dicho caso, ya no se garantiza la distancia predefinida entre los electrodos.

55 En resumen, se puede afirmar que, en instrumentos conocidos para el sellado de tejido con HF, en ciertas circunstancias, pueden producirse cortocircuitos, lo que en general tiene un efecto negativo en el resultado de la coagulación y, además, puede promover la adhesión del tejido a los electrodos. Los espaciadores entre los electrodos o las superficies de los electrodos también empeoran el resultado de la coagulación. En particular, en las esquinas de los electrodos, pueden ocurrir concentraciones de corriente que también pueden afectar negativamente el resultado de la coagulación. Los electrodos no aislados eléctricamente causan daños colaterales al tejido.

60 En este contexto, la presente invención tiene el objetivo de proporcionar un instrumento que permita un sellado reproducible de tejido, en particular, de tejido humano, mediante la técnica de termofusión, donde se evitan los cortocircuitos eléctricos de los electrodos con alta seguridad y se pueden reducir o evitar las adherencias de tejido en los electrodos. Además, está destinado a evitar o reducir los daños colaterales al tejido por medio de piezas de mordaza eléctricamente no conductoras, como los espaciadores individuales. El instrumento generalmente está

destinado a ser útil en las conexiones de tejidos, incluida la anastomosis de extremo a extremo de vasos huecos como el intestino delgado y grueso.

5 Este objetivo se consigue según la presente invención mediante un instrumento electroquirúrgico, en particular, un instrumento bipolar, según la reivindicación 1.

En particular, al menos una de las superficies de electrodo está dispuesta dentro de la superficie de agarre ubicada en la misma rama instrumental y se hunde en relación con la misma. Las superficies de agarre o una estructura que las tiene o las forma consisten, en particular, en un material eléctricamente aislante.

10 También puede decirse que la superficie del electrodo está dispuesta de forma retraída o se forma en relación con la superficie de agarre de las ramas instrumentales según la invención. Se desplaza en una dirección alejada de la rama instrumental opuesta. Como resultado, en el estado cerrado de las dos ramas, cada superficie de electrodo de una rama instrumental está separada de cada superficie de electrodo de la otra rama instrumental, mientras que las superficies de agarre se proyectan y forman las capacidades de contacto mutuo de las ramas. Al menos una de las superficies de agarre forma un espaciador entre las ramas instrumentales, de modo que no es posible un cortocircuito entre los electrodos de las ramas. Este espaciador está dispuesto ventajosamente fuera de la superficie del electrodo, de modo que la coagulación no se vea afectada negativamente. A diferencia de los instrumentos conocidos, donde el tejido que se va a coagular se sostiene y se sujeta por medio de las superficies de los electrodos, que se mantienen separados por medio de espaciadores aislantes provistos por separado, las superficies de agarre eléctricamente aislantes sostienen y sujetan el tejido que se va a coagular en un instrumento según la invención. Las superficies de agarre o la estructura que las forman pueden formar ventajosamente los elementos de soporte de las ramas o pueden ser soportadas por los mismos y asumir las fuerzas y los momentos generados por el tejido cuando se sujeta el tejido. Las superficies de electrodo que forman los electrodos permanecen sin dichas fuerzas y momentos en la invención, de modo que sus deformaciones pueden prevenirse o al menos reducirse de manera segura y fácil. Como resultado, los electrodos, que generalmente están hechos de un material costoso, pueden hacerse más pequeños que en los instrumentos del estado de la técnica. La estructura de soporte y la estructura receptora de fuerzas y momentos o las superficies de agarre pueden estar hechas de material económico en las dimensiones requeridas como, por ejemplo, material sintético (termoplástico) o cerámica.

30 En el caso de superficies de electrodos que solo están localmente alejadas o separadas entre sí a través de espaciadores no conductores, como se conoce de la técnica anterior, a menudo existe el peligro de que las ramas instrumentales se doblen por una fuerza de sujeción correspondientemente grande entre los espaciadores y provoquen un cortocircuito entre los electrodos opuestos. Por otro lado, en la configuración según la invención, incluso si las dos ramas instrumentales son planas con sus superficies de agarre eléctricamente no conductoras con alta fuerza de sujeción, las superficies opuestas de los electrodos no pueden hacer contacto, ya que están hundidas en al menos una rama instrumental en la superficie de agarre. Como resultado, se logra un mejor paralelismo de las superficies de agarre y, por lo tanto, también de las superficies opuestas de los electrodos.

40 Realizaciones ventajosas de la invención se reivindican en las reivindicaciones subordinadas y se explican con más detalle a continuación.

45 Según una realización de la invención, en la posición cerrada, la distancia entre las superficies de electrodo opuestas de ambas ramas instrumentales está entre 20 μm y 200 μm , preferentemente entre 40 μm y 170 μm , más preferentemente entre 80 μm y 150 μm y más preferentemente, en particular, entre 95 μm y 110 μm . De manera alternativa o adicional, la distancia entre la superficie del electrodo de una rama instrumental y la superficie de agarre de esta rama instrumental está entre 10 μm y 100 μm , preferentemente entre 10 μm y 80 μm , más preferentemente entre 10 μm y 65 μm y preferentemente, en particular, entre 10 μm y 50 μm .

50 Se puede lograr un manejo particularmente simple, donde la orientación del instrumento en la región de coagulación es indiferente, si las superficies de los electrodos de ambas ramas instrumentales se disponen equidistantes de la superficie de agarre de la rama instrumental respectiva. Sin embargo, también está dentro del alcance de la invención si las superficies de los electrodos están a diferentes distancias de la superficie de agarre respectiva. Alternativamente, al menos una superficie de electrodo de una rama instrumental puede alinearse con su superficie de agarre, preferentemente alineada con precisión, es decir, que las superficies de los electrodos y la superficie de agarre de una rama instrumental estén al ras o se encuentren en un plano. En este caso, la superficie de electrodo opuesta correspondiente o las superficies de electrodo opuestas correspondientes están dispuestas desplazadas hacia atrás en relación con la superficie de agarre de su rama instrumental, de modo que no puede producirse un cortocircuito.

60 Según una realización particularmente ventajosa, al menos una región parcial de una superficie de agarre está provista de un perfil de superficie o de una estructura de superficie. Según un desarrollo, al menos regiones opuestas entre sí, al menos regiones parciales, de las superficies de agarre de ambas ramas instrumentales se forman de esta manera. Puede ser ventajoso que una de las superficies de agarre, preferentemente ambas superficies de agarre de las dos ramas instrumentales estén completamente provistas de dicho perfil o estructura. Al proporcionar dicho perfil de superficie / estructura de superficie, se puede lograr una sujeción o retención segura del tejido entre las ramas que se encuentran en la posición cerrada sin requerir una presión de sujeción alta, lo cual es particularmente poco invasivo

para el tejido y ayuda a prevenir el daño colateral en el tejido.

Las acciones para evitar los cortocircuitos y la sujeción / retención del tejido se pueden mejorar según una forma adicional de la invención mediante una de las superficies de electrodo, preferentemente cada superficie de electrodo, al menos una rama instrumental, preferentemente ambas ramas, completamente, al menos en ambos lados longitudinales, donde los lados cortos están libres, desde la superficie de agarre que rodea la rama instrumental asociada. Por lo tanto, se puede asegurar en caso de una ligera deformación de las ramas instrumentales, el contacto mutuo de las superficies de los electrodos y, por lo tanto, que no se produzcan cortocircuitos. En particular, las superficies de agarre pueden formarse con un borde que se extiende alrededor de los lados de las ramas instrumentales, preferentemente de borde continuo.

Según la invención, se logra una mejora adicional de un espaciamiento seguro y reproducible de las superficies de los electrodos entre sí, así como la estabilidad de las ramas según la invención, formando las superficies de agarre en forma de matriz reticular con bandas aislantes de superficie de agarre y los espacios libres existentes entre las mismas y las superficies de electrodo.

Según un aspecto de la invención, las superficies de los electrodos pueden derivarse de una pluralidad de electrodos controlables de forma independiente y opcionalmente independientes o de un único electrodo contiguo, cuyas superficies de electrodo están expuestas en lugares predeterminados provistos de rebajos en la superficie de agarre.

Según una realización de la invención, la superficie de agarre se forma sobre o a través de una estructura de soporte, en particular, de una sola pieza. Preferentemente, esta consiste en un material eléctricamente aislante. De esta manera, la superficie de agarre es particularmente fácil de fabricar, ya que no se tienen que proporcionar espaciadores individuales ni se tienen que aplicar a los electrodos. En un desarrollo adicional, al menos una de las ramas instrumentales puede tener una carcasa externa eléctricamente aislante, que se forma integralmente con la superficie de agarre de la rama instrumental. Es, en particular, dentro del alcance de la invención que una estructura de soporte mencionada anteriormente está diseñada como dicha carcasa. La estructura de soporte o la carcasa rodean completamente el electrodo respectivo que forma la(s) superficie(s) del electrodo, con la excepción de la(s) superficie(s) del electrodo, es decir, la protegen contra el medio ambiente de forma aislante en todas las demás direcciones espaciales.

Un instrumento según la invención puede hacerse particularmente simple y económico, duradero y robusto porque las superficies de los electrodos están formadas por una tecnología 2K-CIM integrada en el electrodo de la carcasa, donde la parte no conductora, la carcasa, consiste en cerámica, por ejemplo, Al_2O_3 , y el electrodo consiste en una cerámica mixta eléctricamente conductora, por ejemplo, $Al_2O_3 + Ti$.

Otras características y ventajas de la presente invención se harán evidentes a partir de la siguiente descripción ejemplar y no limitativa de la invención con referencia a las figuras. Estas son de carácter meramente esquemático y son solo para comprender la invención. A este respecto:

la figura 1 muestra una sección de un instrumento según la invención en una vista lateral esquemática,

la figura 2 muestra una vista en planta de un lado de sujeción de una pieza de mordaza instrumental del instrumento de la figura 1,

la figura 3 muestra una vista lateral de la pieza de mordaza instrumental de la figura 2, y

la figura 4 es una vista en sección a lo largo de la línea 4-4 en la figura 2.

Las figuras 1 a 4 muestran una pieza de mordaza 2 de un instrumento 1 según la invención. La pieza de mordaza 2 tiene una primera rama instrumental 3 y una segunda rama instrumental 4. La primera rama instrumental 3 está formada en una sola pieza con un cuerpo de instrumento 5 indicado en la figura 1 o está dispuesta en el mismo no relativamente en movimiento. La segunda rama instrumental 4 se articula por medio de una unión 6 o una bisagra 6 en el cuerpo del instrumento 5 o en la primera rama instrumental 3. Por lo tanto, la segunda rama instrumental 4 puede girar alrededor de la unión 6 con respecto a la primera rama instrumental 3 entre una posición abierta mostrada en la figura 1 y una posición cerrada no mostrada en las figuras, donde las ramas instrumentales 3, 4 se apoyan entre sí de manera superficial.

Ambas ramas instrumentales 3, 4 tienen los lados interiores enfrentados 7 u 8, respectivamente. Entre estos y, por lo tanto, entre las ramas instrumentales 3, 4, se forma un espacio intermedio 9 en el cual, por medio del instrumento 1, se introduce el tejido que se va a coagular.

La primera rama instrumental 3 tiene un primer electrodo 10 y la segunda rama instrumental 4 tiene un segundo electrodo 11. En el lado que mira hacia el espacio intermedio 9 (lados internos 7, 8), el primer electrodo 10 tiene una primera superficie de electrodo 12 y el segundo electrodo 11 tiene una segunda superficie de electrodo 13. El primer y el segundo electrodo 10, 11 se tienen que conectar por cable por medio de una disposición de conmutación eléctrica

con una corriente de HF no mostrada en las figuras y que se aloja en el cuerpo de instrumento 5. Para coagular el tejido, las dos ramas instrumentales 3, 4 se transfieren desde la posición abierta mostrada en la figura 1 a una posición cerrada, no mostrada en las figuras, y se someten a una corriente de HF.

5 En el lado opuesto al espacio intermedio 9 y, por lo tanto, a la rama instrumental 4, se forma una primera superficie de agarre 14 en la rama instrumental 3. De manera correspondiente, en el lado opuesto al espacio intermedio 9 y, por lo tanto, a la rama instrumental 3, se forma una segunda superficie de agarre 15 en la rama instrumental 4. Como se puede ver en particular a partir de una vista general de las figuras 2 y 4, la primera superficie de agarre 13 está formada por numerosas superficies de agarre parciales o secciones de superficie de agarre. Tiene, por un lado, una sección de borde de superficie de agarre circunferencial exterior 16 y, por otro lado, una matriz de superficie de agarre 17 formada dentro de la sección de borde de superficie de agarre 16. Consiste esencialmente en bandas de superficie de agarre 18, entre las cuales se forman espacios intermedios 19, que liberan y no cubren las superficies de electrodo 12. Las superficies de agarre 14, 15 forman áreas de contacto, con las cuales las ramas 3, 4 tocan el tejido u opcionalmente la rama opuesta 3, 4. Las superficies de agarre 14, 15 son eléctricamente aislantes.

15 La figura 4 muestra que la primera superficie de electrodo 12 está dispuesta dentro de la primera superficie de agarre 14 y está hundida con respecto a la misma. La primera superficie de electrodo 12 está dispuesta de manera retraída o se forma en relación con la primera superficie de agarre 14 de la primera rama instrumental 3. Se desplaza en una dirección alejada de la segunda rama instrumental opuesta 4. El desplazamiento de la primera superficie de electrodo 12 desde la primera superficie de agarre 14 se indica en la figura 4 por medio de la altura de separación parcial H_1 . La segunda superficie de electrodo 13 y la segunda superficie de agarre 15 de la segunda rama instrumental 4 pueden diseñarse de manera correspondiente. El desplazamiento de la segunda superficie de electrodo 13 desde la segunda superficie de agarre 15 se indica en la figura 4 por medio de la altura de separación parcial H_2 . Cuando la pieza de mordaza 1 está cerrada, las alturas de separación parcial H_1 y H_2 se suman a la altura de separación H entre las superficies de electrodo 12, 13.

20 La figura 4 muestra además que la primera superficie de agarre 14 se forma en el lado opuesto de la segunda rama instrumental 4 de una estructura de carcasa 20 que consiste en un material eléctricamente aislante. El primer electrodo 10 está alojado dentro de la estructura de carcasa 20 de la manera descrita anteriormente, en particular, moldeado o inyectado en la estructura de carcasa 20 por medio de un procedimiento 2K. La estructura de carcasa 20 forma, por un lado, un aislamiento eléctrico que rodea los electrodos 10, 11 y, por otro lado, un espaciador que evita el contacto entre los dos electrodos 10, 11. Como resultado de la configuración según la invención, los electrodos 10, 11 pueden estar dispuestos o retenidos dentro o sobre una estructura de soporte que toma las fuerzas y momentos introducidos por el tejido que va a ser coagulado y los descarga en el cuerpo del instrumento 5, sin que dichas fuerzas y momentos causen la deformación de los electrodos 10, 11.

Lista de referencias

- 40 1 instrumento de HF
 2 pieza de mordaza
 3 primera rama instrumental
 4 segunda rama instrumental
 5 cuerpo de instrumentos
 6 unión, bisagra
 45 7 lado interno
 8 lado interno
 9 espacio intermedio
 10 primer electrodo
 11 segundo electrodo
 50 12 primera superficie de electrodo
 13 segunda superficie de electrodo
 14 primera superficie de agarre
 15 segunda superficie de agarre
 16 sección de borde de superficie de agarre
 55 17 matriz de superficie de agarre
 18 banda de superficie de agarre
 19 espacio intermedio
 20 estructura de carcasa

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico (1) para la electrocoagulación de tejido, con una pieza de mordaza (2) que tiene dos ramas instrumentales (3, 4), al menos una de las cuales es móvil con respecto a la otra, de modo que la pieza de mordaza (2) debe llevarse a una posición abierta o a una posición cerrada, donde los lados opuestos entre sí (7, 8) de las ramas instrumentales (3, 4) están diseñados cada uno como superficies de agarre (14, 15) para mantener sujeto el tejido que se coagulará en la posición cerrada y en cada caso tienen al menos una superficie de electrodo (12, 13), donde las superficies de agarre (14, 15) son eléctricamente aislantes;
- 5 la al menos una superficie de electrodo (12, 13) está dispuesta en la superficie de agarre (14, 15) de las respectivas ramas instrumentales (3, 4); y
- 10 en al menos una rama instrumental (3, 4) la al menos una superficie de electrodo (12, 13) está hundida en relación con su superficie de agarre (14, 15); **caracterizado porque**
- 15 las superficies de agarre (14, 15) en forma de matriz reticular (17) con bandas aislantes de superficie de agarre (18) se forman entre los espacios de liberación (19) que se encuentran entre éstas y las superficies de electrodo (12, 13).
2. Un instrumento electroquirúrgico (1) según la reivindicación 1, **caracterizado porque** la distancia entre las superficies de electrodos opuestas entre sí (12, 13) de ambas ramas instrumentales (3, 4) es de entre 20 μm y 200 μm , preferentemente entre 40 μm y 170 μm , más preferentemente entre 80 μm y 150 μm y más preferentemente, en particular, entre 95 μm y 110 μm y / o que la distancia entre la superficie de electrodo (12, 13) de una rama instrumental (3, 4) y la superficie de agarre (14, 15) de esta rama instrumental es de entre 10 μm y 100 μm , preferentemente entre 10 μm y 80 μm , más preferentemente entre 10 μm y 65 μm y más preferentemente, en particular, entre 10 μm y 50 μm .
- 20
3. Un instrumento electroquirúrgico (1) según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** las superficies de electrodo (12, 13) de ambas ramas instrumentales (3, 4) están configuradas equidistantes de la superficie de agarre (14, 15) de la respectiva rama instrumental (3, 4).
- 25
4. Un instrumento electroquirúrgico (1) según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** al menos una superficie de electrodo (12, 13) de una rama instrumental (3, 4) está alineada con su superficie de agarre (14, 15), preferentemente alineada al ras.
- 30
5. Un instrumento electroquirúrgico (1) según las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** al menos una región parcial de una superficie de agarre (14, 15) está provista de un perfil de superficie o de una estructura de superficie.
- 35
6. Un instrumento electroquirúrgico (1) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** una superficie de electrodo (12, 13) de al menos una rama instrumental (3, 4), preferentemente todas las superficies de electrodo (12, 13), están rodeadas completamente desde la superficie de agarre (14, 15) de la rama instrumental asociada (3, 4).
- 40
7. Un instrumento electroquirúrgico (1) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** al menos una de las ramas instrumentales (3, 4) tiene una carcasa exterior eléctricamente aislante (20) que forma una sola pieza con la superficie de agarre (14, 15) de la rama instrumental (3, 4) que está hecha, en particular, de plástico y / o cerámica.
- 45
8. Un instrumento electroquirúrgico (1) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** las superficies de agarre (14, 15) están diseñadas con una sección de borde de la superficie de agarre (16) que rodea los lados opuestos entre sí de las ramas instrumentales (3, 4), preferentemente rodeándolos continuamente.
- 50
9. Un instrumento electroquirúrgico (1) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** las superficies de electrodo (12, 13) están formadas por un electrodo incrustado en la carcasa (10, 11) por medio de la tecnología 2K-CIM, que consisten, en particular, en una cerámica mixta conductora de electricidad.

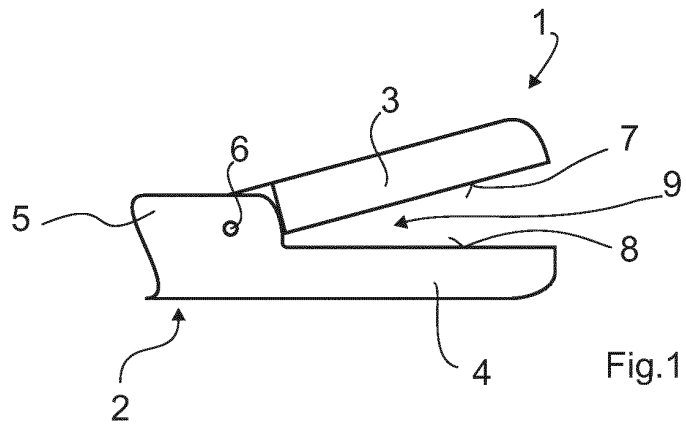


Fig.1

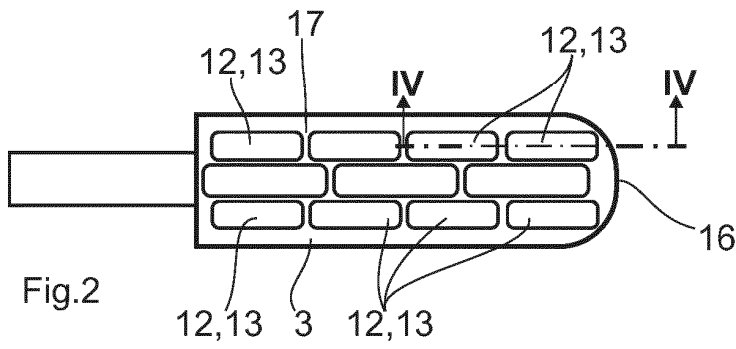


Fig.2

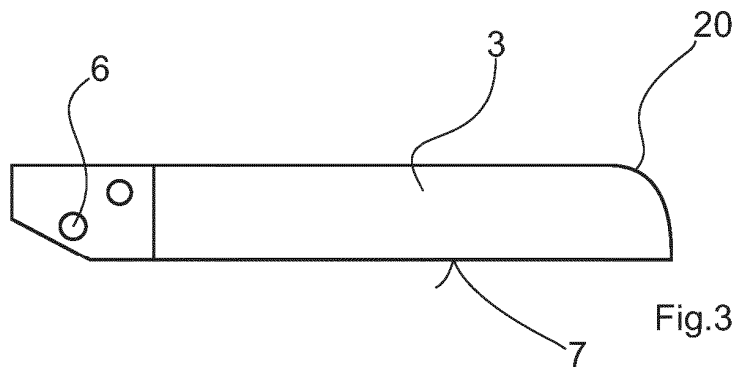


Fig.3

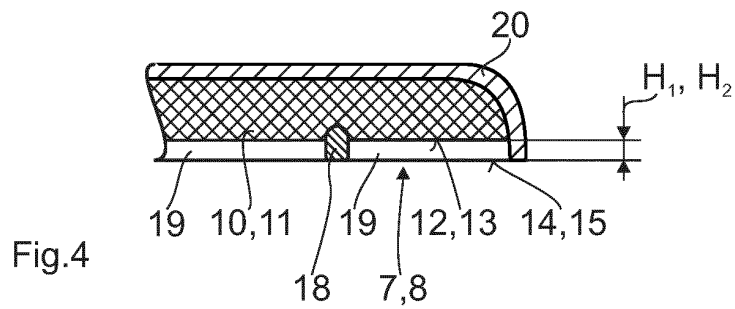


Fig.4